

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Факультет інформатики та обчислювальної техніки
Кафедра автоматики та управління в технічних системах**

«На правах рукопису»
УДК _____

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Олександр РОЛІК
«__» _____ 20__ р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
за освітньо-науковою програмою «Інтегровані інформаційні системи»
зі спеціальності 126 «Інформаційні системи та технології»
на тему: «Система керування магнітним мікророботом»**

Виконав:

студент VI курсу, групи ІА-91мн

Лаушкін Володимир Олександрович _____

Керівник:

доцент, к.т.н., доц.,

Писаренко Андрій Володимирович _____

Рецензент:

доцент, к.т.н., доц.,

Ткач Михайло Мартинович _____

Засвідчую, що у цій магістерській
дисертації немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) _____

Київ – 2021 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет інформатики та обчислювальної техніки
Кафедра автоматизації та управління в технічних системах**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 126 «Інформаційні системи та технології»

Освітньо-наукова програма «Інтегровані інформаційні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Олександр РОЛІК

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

**на магістерську дисертацію студенту
Лаушкіна Володимира Олександровича**

1. Тема дисертації «Система керування магнітним мікророботом», науковий керівник дисертації доцент, к.т.н., доц. Писаренко Андрій Володимирович, затверджені наказом по університету від «12» березня 2021 р. № 809-с
2. Термін подання студентом дисертації 11.05.2021
3. Об'єкт дослідження – магнітний мікроробот
4. Предмет дослідження – система керування магнітним мікророботом
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: аналіз існуючих рішень; розробка принципу роботи системи; дослідження та вибір оптимальної форми робота; розробка структурної схеми системи; розробка математичної моделі; побудова моделі у середовищі MATLAB
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: структурна схема системи; принципова структура мікроробота; елементи та результати моделі у середовищі MATLAB.
7. Орієнтовний перелік публікацій:

1. Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Summer InfoCom Advanced Solutions 2021;
2. Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Науково-технічна конференція молодих вчених та спеціалістів інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України.
8. Дата видачі завдання: 01.02.2021

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації | Термін виконання етапів магістерської дисертації | Примітка |
|-------|---|--|----------|
| 1. | Аналіз існуючих рішень | 05.02.2021-16.02.2021 | |
| 2. | Розробка принципу роботи системи | 17.02.2021-28.02.2021 | |
| 3. | Дослідження та вибір оптимальної форми робота | 01.03.2021-19.03.2021 | |
| 4. | Розробка структурної схеми системи | 20.03.2021-01.04.2021 | |
| 5. | Розробка математичної моделі | 02.04.2021-07.04.2021 | |
| 6. | Побудова моделі у середовищі MATLAB | 08.04.2021-27.04.2021 | |
| 7. | Здача готової роботи | 11.05.2021 | |

Студент

Володимир ЛАУШКІН

Науковий керівник

Андрій ПИСАРЕНКО

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація на здобуття ступеня «магістр» за освітньо-науковою програмою підготовки «Інтегровані інформаційні системи» на тему «Система керування магнітним мікророботом». Дисертація містить 119 сторінок, 27 рисунків, 22 таблиці, 3 додатки, 47 джерел.

Актуальність. Сучасний науковий прогрес дозволяє розробляти системи, які ще декілька десятиліть тому були технічно недосяжними. Нові підходи дозволяють більш гнучко й ефективно вирішувати старі задачі та підвищують якість життя людей. Наразі у галузі охорони здоров'я створюють методи мінімально інвазивного проведення медичних процедур. Такий підхід забезпечує меншу шкоду для здоров'я людини та відповідно менші строки реабілітації та відновлення. Однією з гілок розвитку підходу є застосування мікророботів у подібних операціях. Їх використання дозволяє з якомога меншою шкодою для здоров'я людини виконувати операції по переміщенню різноманітних лікарських засобів та тканин людини у її організмі без хірургічного втручання. Доки немає готової технології яка б забезпечила виконання повного циклу вищезазначених операцій. Беручи до уваги усі зазначені фактори, розробка системи для маніпулювання мікророботами у тілі людини є достатньо перспективною технологією та необхідною у сучасній медицині.

Метою магістерської дисертації є підвищення ефективності лікування захворювань за рахунок доставлення лікарських засобів безпосередньо до місця застосування за допомогою магнітного мікроробота.

Об'єктом дослідження є магнітний мікроробот.

Предметом дослідження є система керування магнітним мікророботом.

Наукова новизна результатів, які отримані у ході роботи над магістерською дисертацією полягає у створенні системи керування роботом, яка дозволяє

вирішувати широкий спектр медичних задач та забезпечувати виконання роботом покладених на нього функцій.

Апробація результатів дисертації. Результати роботи було опубліковано в матеріалах двох наукових наукових конференцій:

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Summer InfoCom Advanced Solutions 2021.

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Науково-технічна конференція молодих вчених та спеціалістів інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України.

Ключові слова: мікроробот, мінімально інвазивні методи, магнітна взаємодія, доправлення ліків, медичний робот

ABSTRACT

Master's dissertation on the educational-scientific level training program «Master» on the theme «Magnetic microrobot control system». The dissertation contains 119 pages, 27 figures, 22 tables, 3 appendices, 47 sources.

Relevance. Modern scientific progress allows the development of systems that a few decades ago were technically unattainable. New approaches allow to solve old problems more flexibly and effectively and improve people's quality of life. Minimally invasive medical procedures are currently being developed in the healthcare sector. This approach provides less harm to human health and therefore less time for rehabilitation and recovery. One of the branches of the approach development is the use of microrobots in such operations. Their use allows you to perform operations on the movement of various drugs and tissues in the human body without surgery to minimize harm to human health. Nowadays there is no a complete technology that would ensure the implementation of the full cycle of the above operations. Taking into account all these factors, the development of a system for manipulating microrobots in the human body is a very promising technology and necessary in modern medicine.

The purpose of the master's dissertation is to increase the effectiveness of treatment of diseases by delivering drugs directly to the site of application using a magnetic microrobot.

The object of study is a magnetic microrobot.

The subject of research is a control system for a magnetic microrobot.

The scientific novelty of the results obtained during the work on the master's thesis is the creation of a robot control system that allows you to solve a wide range of medical problems and ensure that the robot performs its functions.

Approbation of dissertation results. The results were published in the materials of two scientific scientific conferences

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Summer InfoCom Advanced Solutions 2021.

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Науково-технічна конференція молодих вчених та спеціалістів інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України.

Keywords: microrobot, minimally invasive methods, magnetic interaction, drug delivery, medical robot.

ЗМІСТ

| | |
|---|----|
| ВСТУП | 10 |
| 1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ..... | 14 |
| 1.1 Медичні задачі вирішувані за допомогою мікророботів | 14 |
| 1.2 Можливі середовища переміщення мікроробота | 17 |
| 1.3 Методи живлення мікророботів | 21 |
| 1.4 Обробка зображень у медицині | 24 |
| Висновки до розділу | 29 |
| 2 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ | 30 |
| 2.1 Огляд принципів побудови мікророботів..... | 30 |
| 2.2 Підходи до переміщення мікророботів за допомогою магнітного поля..... | 36 |
| 2.3 Методи забезпечення зворотного зв'язку | 40 |
| Висновки до розділу | 43 |
| 3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ | 44 |
| 3.1 Опис принципу роботи системи | 44 |
| Висновки до розділу | 49 |
| 4 АНАЛІЗ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ КЕРУВАННЯ РОБОТОМ..... | 50 |
| 5 РОЗРОБЛЕННЯ ТА ОПИС СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ..... | 59 |
| 6 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ СИСТЕМИ..... | 64 |
| 6.1 Розроблення математичної моделі системи | 64 |
| 6.2 Моделювання роботи системи у пакеті MATLAB | 69 |
| 7 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ | 84 |
| 7.1 Опис ідеї проекту | 84 |
| 7.2 Технологічний аудит ідеї проекту..... | 86 |
| 7.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту..... | 88 |
| 7.4 Розроблення ринкової стратегії проекту | 96 |
| 7.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту..... | 99 |

| | |
|-----------------------------------|-----|
| Висновки до розділу | 102 |
| ВИСНОВКИ..... | 104 |
| ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ | 107 |
| ДОДАТОК А. Публікації..... | 112 |
| ДОДАТОК Б. Структурна схема | 127 |

ВСТУП

Розвиток малоінвазивних підходів у медицині пов'язаний з великою кількістю переваг цього методу, які, в першу чергу орієнтовані на пацієнта. Такими перевагами є: скорочення часу на відновлення після операції, зменшення ризиків медичних ускладнень та зараження, майже повне виключення післяопераційних болів, підвищення якості медичної допомоги, включаючи профілактичну допомогу. Даний підхід застосовується вже доволі довго, але за останні роки ця область зазнала великого прогресу, через стрімкий розвиток робототехніки [1-2]. Сучасні можливості у цій галузі дають зрозуміти, що найважливішою навичкою лікаря є когнітивні здібності, тоді як механічні навички, необхідні для точності та спритності, часто можуть бути виконанні за допомогою відповідних технологій. Наразі у технологіях, які використовують мікророботів є потенціал для роботи із медичними завданнями, які в даний час є доволі складними або зовсім неможливими, і у цього підходу безсумнівно багато напрямлень для розвитку. Хоча реальні проекти ще тільки на початковому етапі дослідження, напрямок, в якому рухається галузь, вважається дуже перспективною.

В останні роки був досягнутий значний прогрес у колоноскопії з використанням технології мікророботів. Капсульні ендоскопи (так називається дана технологія) вже перебувають на етапі клінічного використання, медики та вчені досліджують ряд технологій для розширення можливостей цих пристроїв, наприклад, обладнують давачами тиску, кислотності та температури. До ендоскопів додають ніжки та інші механізми для забезпечення контрольованого руху. Розміри цих пристроїв наближаються до декількох сантиметрів, оскільки шлунково-кишковий тракт дозволяє роботу з такимим габаритами. Однак, при розмірах, що вимірюються у міліметрах або менше, таким роботам стануть

доступними більше місць у людському тілі. Мікророботи можуть переміщуватись природними шляхами, дозволяючи проникнення у організм з мінімальними пошкодженнями.

При проектуванні подібних технологій необхідно враховувати вплив розмірів [3]. При переході від макромасштабів до мікромасштабів, закони фундаментальної фізики залишаються незмінними, але відносний вплив фізичних ефектів змінюється. В'язкість рідини та поверхневі ефекти, стають більш вагомими ніж об'ємні, такі як вага та інерція. Передача та накопичення енергії стає більш важкою задачею, оскільки розміри не дозволяють використовувати механічні технічні засоби. Ці особливості стають значними обмеженнями на шляху розвитку мікротехнології. Дуже малоймовірно, що мініатюрні пристрої, які мають невеликі електродвигуни та акумулятори, можна ефективно масштабувати до розмірів менших за сантиметр [4]. При розробці системи керування мікророботами підхід має принципові обмеження через масштабування, а передача енергії та керування нерозривно пов'язані. Це змушує по-іншому роздивлятись проектування роботів у мікромасштабі, інакше, ніж у традиційних підходах робототехніки. Повністю відмовившись від концепції механічних систем у даній сфері та аналізуючи і моделюючи мікророботизовані системи, необхідно розробляти нові підходи та реалізації.

Середовище роботи медичного мікроробота складається з судин, порожнин та м'яких тканин, тому такі роботи повинні бути розроблені спеціально для знаходження у таких середовищах. Відносні зміни розміру, геометрії та властивостей матеріалу середовища в межах тіла людини, де буде проводитись операція також представляє певні обмеження для системи. При роботі в системі кровообігу, окрім різного діаметра кровоносних судин, система повинна враховувати пульсуючий потік крові, який є значним для невеликого пристрою.

Хоча проектування мікророботів не просте з інженерної точки зору, вони є дуже корисним з медичної точки зору. Наразі для схожих задач використовується технологія заснована на катеторах, але вона має значні функціональні обмеження. Дана технологія не може забезпечити достатню кількість ступенів свободи для виконання усіх необхідних дій, крім того, багато місць у тілі людини досі недоступні при її використанні.

Отже розглянувши проблеми, які виникають у сучасній медицині, можна дійти до висновку, що системи керування мікророботами є дуже перспективною технологією. Вона дозволяє проводити маніпуляції всередині людського організму без завдання йому шкоди та з більшою точністю, порівнюючи з класичними медичними методами. Незважаючи на складність проектування та розробки, технологія має значні переваги перед сучасними методами малоінвазивних операцій.

Метою роботи є підвищення ефективності лікування захворювань за рахунок доставлення лікарських засобів безпосередньо до місця застосування за допомогою магнітного мікроробота.

Були поставлені та вирішені наступні задачі:

- огляд та аналіз наявних рішень побудови мікророботів та систем для керування ними;
- розроблення форми та конфігурації робота для найбільш ефективної та функціональної роботи;
- дослідження впливу зовнішнього магнітного поля на мікроробота всередині організму людини;
- розробка методів обробки та аналізу зображень для налагодження безпечного методу встановлення зворотного зв'язку з мікророботом;
- розробка магнітної установки для забезпечення необхідних характеристик зовнішнього магнітного поля.

У ході роботи були використані такі методи:

- метод порівняльного аналізу;
- метод спостереження;
- метод експерименту;
- методи комп'ютерного моделювання.

Об'єктом дослідження є магнітний мікроробот, предметом дослідження є система керування магнітним мікророботом.

Апробація результатів дисертації. Результати роботи було опубліковано в матеріалах двох наукових наукових конференцій:

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Summer InfoCom Advanced Solutions 2021.

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Науково-технічна конференція молодих вчених та спеціалістів інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України.

Опубліковані матеріали:

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Summer InfoCom Advanced Solutions 2021.

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини / Лаушкін В. О., Писаренко А. В. // Науково-технічна конференція молодих вчених та спеціалістів інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України.

1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ

Після певного розвитку технології мікророботи будуть здатні виконувати складні послідовності операцій потенційно автономно. Однак на даний момент вони роблять доволі прості дії, які у багатьох випадках або контролюються або безпосередньо виконуються лікарем. Отже, наразі технологія дозволяє виконувати лише невеликий спектр задач. Нижче розглядаються прикладні задачі, які потенційно можуть вирішуватись завдяки мікророботам.

1.1 Медичні задачі вирішувані за допомогою мікророботів

Мікророботи можуть бути використані для доставки хімічних та біологічних речовини. Нижче наведено кілька терапевтичних застосувань для мікророботів:

Направлена доставка ліків може використовуватися для одночасного підвищення концентрації препарату в певній області організму, що збільшує ефективність у хворій ділянці і зменшує ризик побічних ефектів у решті тіла [5]. Поняття направленої доставки ліків іноді використовується для позначення терапії, яка націлена на конкретні клітини або гени, але у данному контексті воно означає доставку ліків до певного місця в організмі.

Брахітерапія – це розміщення радіоактивного джерела, яке також називають радіоактивним насінням, поблизу небажаних клітин, таких як пухлина. Випромінювана енергія призводить до руйнування клітин, що знаходяться поблизу радіоактивного джерела.

Термоабляція та гіпертермія у контексті мікророботів реалізують ідею доставки теплової енергії для руйнування небажаних клітин. Гіпертермія передбачає помірне підвищення температури протягом тривалого періоду часу,

для підвищення ефективності інших видів терапії; термоабляція передбачає підвищення температури до повної загибелі клітин.

Переміщення стовбурових клітин надає великий потенціал для подальшої терапії (наприклад, відновлення втрачених сенсорних здібностей). Наразі немає методики, яка б дозволяла такі маніпуляції, тому це може бути добрим завданням для виконання мікророботом.

Видалення матеріалу. Мікророботи можуть бути застосовані для видалення біологічного матеріалу механічним способом. У разі відносно великого розміру мікроробота, він може бути оснащений спеціальним обладнанням [6]. Однак при менших розмірах власне сам мікроробот буде інструментом. Нижче наведено два можливих методи видалення біологічного матеріалу, які можуть застосовуватись при роботі з мікророботами:

Абляція – це видалення матеріалу з поверхні предмета. У більш базовому випадку це досягається вишкрібанням. Оскільки деякі мікророботи можуть бути особливо функціональними при використанні обертального руху для виконання завдань абляції, це було б доволі ефективно, наприклад, при видаленні жирових відкладень з внутрішніх стінок судин. Інший підхід засновано на методиці ультразвукової абляції, при якій мікроробот використовує резонуючу механічну структуру для випромінювання ультразвукові хвилі, для руйнування таких речовин, як, наприклад, камінь у нирках.

Біопсія також може бути проведена мікророботами. У найпростішому випадку мікроробот отримує зразок певної тканини і виводиться з організму, а аналіз проводиться медичниками у лабораторії. Якщо біопсія поєднується з технологією дистанційного зондування, зразок тканини можливо проводити аналіз безпосередньо у організмі, без виведення зразку.

Контрольовані структури. Мікророботи можуть виступати як прості статичні структури, положення яких контролюються. Такі структури можуть виконувати роль опорних клітинних каркасів, на яких можна відновлювати

нерви, будувати штучні органи та вирощувати судини. Опорні каркаси можуть утворюватись або самими мікророботам або елементарними складаючими роботів.

Стенти – це певні конструкції, які використовуються для утримання стінок полих органів. Одним з прикладів використання стенту є підтримка кровотоку, якщо він засорений. Сам мікроробот міг би виступати у ролі стенту і здійснювати направлення потоку рідини у необхідному місці [7].

Оклюзії застосовують для тимчасового або постійного перекриття судини для унеможливлення будь-якого руху через неї. У даному випадку мікроробот може виступати елементом, який перекриває судину, наприклад, закупорити кровоносну судину, яка живить пухлину.

Телеметрія. Мікророботи можуть використовуватися для передачі інформації з віддаленого місця у організмі людини. Для передачі інформацію можна перетворити з використанням різноманітних методів (наприклад, радіохвилі, світло, ультразвук). У данному контексті роботи можуть виконувати дві функції: зондування та локалізації.

Мікророботи можуть виконувати дистанційне зондування. Наприклад, мікророботи можуть передавати інформацію про концентрацію кисню у певній ділянці організму.

Локалізація та передача інформації про позицію мікроробота назовні також може виявитись корисною. Таку функціональність можна використовувати для керування роботом а у поєднанні із зондуванням вона може застосовуватись для знаходження невідомих або шкідливих явищ, наприклад кровотечі.

На рисунку 1.1 представлено загальну схему можливих застосувань мікророботів.



Рисунок 1.1 – Области медичного застосування магнітних мікророботів

1.2 Можливі середовища переміщення мікроробота

Наразі проводяться дослідження, що мають на меті виявити, які канали у людському тілі найкраще підходять для переміщення по ним мікророботів. Від середовища, у якому робот буде знаходитись, залежить підхід до побудови системи, тому необхідно проаналізувати усі переваги та недоліки кожного з них. У даному підрозділі розглядаються системи органів людини, по яким можливий рух робота.

Кровоносна система. Кровоносна система складається з серця та судин, які необхідні для розповсюдження крові по тілу. Склад та розміри судини залежать від її функції та відстані від серця. При збільшенні відстані між серцем і судиною виникає пульсація тиску, що обумовлена биттям серця. Такі властивості кровоносної системи походять з досліджень, які розглядають її як однорідну, що не є вірним при розгляді у мікромасштабі. В залежності від типу та розміру судини робот може поводити себе по-різному.

Кров може отримати доступ майже до кожної ділянки тіла, тому система кровообігу, безперечно, є найбільш перспективною середою застосування бездротових мікророботів. Деякі з найбільш перспективних застосунків систем мікророботів у середовищі кровообігу включають проведення направленої доставки ліків, видалення небажаних елементів у судинах (ротаційна атеректомія), руйнування тромбів (тромболіз), використання роботів у якості стентів для підтримки кровотоку [8-9]. Мікророботи також можуть переносити електроди для електрофізіології.

Капілярна мережа малого діаметра робить малоімовірною можливість навігації в обидва кінці тіла, причому у таких ділянках мікроробот завжди рухається з потоком. Отже, для забезпечення необхідним рівнем функціональності, потрібно забезпечити здатність робота рухатися проти потоку. Сучасні дослідження показують, що генерування та передача достатньої кількості енергії для переміщення робота проти напрямку крові є технічно непростим але можливим завданням. Таким чином кровоносна система є одна з найперспективніших.

Нервова система. Центральна нервова система складається з мозку, спинного мозку, а також спинно-мозкова рідина, в якій знаходяться обидва органи.

Дослідження, зосереджені на визначенні геометрії та розмірів спинномозкового субарахноїдального простору для отримання інформації щодо проектних обмежень для ендоскопічної візуалізації спинномозкового каналу, дають необхідну інформацію про конструктивні обмеження для мікророботів при використанні даного середовища.

Субарахноїдальний простір часто виєвляється симетричним з лівого та правого боків спинного мозку, а передній та задній сегменти більш асиметричні. Практично може виявитись важко отримати доступ до переднього простору. Мікроробот, призначений для проходження по каналу діаметром 2,5 мм, мав би

можливість переміщуватись бічним або заднім субарахноїдальним простором приблизно у 50% людей. Пристрій розроблений таким чином, щоб проходити через 1,5-міліметровий канал, мав би змогу застосовуватись принаймні у 85% людей. Доступ до шлуночків мозку з хребта здійснюється шляхом проходження через мозковий акведук, який являє собою просвіт із внутрішнім діаметром приблизно 1,0 - 2,2 мм.

Мікророботи можуть суттєво вплинути на лікування раку в центральній нервовій системі. Також дуже перспективними галузями застосування у цьому середовищі є нейропротези та стимуляція глибокого мозку. Навіть самі роботи можуть виконувати роль імплантів. Надчутливі структури мозку вимагають відповідної обережності при будь-якій процедурі, тому застосування мінімально інвазивних операцій у нервовій системі є також дуже перспективними [10].

Зазвичай доступ до мозку забезпечується краніотомією або через отвір у черепі. Однак зразки субарахноїдальної рідини беруть пунктуацією з поперекової частини хребта. При такому виді проникнення можливо помістити мікроробот у тіло людини і пермістити до мозку. Описану вище операцію можна виконувати за допомогою катетора. У середовищі субарахноїдальної рідини немає небажаного тиску, тому керування рухом робота виявляється доволі простим.

Зорова система. Склоподібне тіло ока – це в'язкопружний гель, який складається в основному з води (приблизно 99 %), але також містить гіалуронову кислоту та фібрили колагену, які надають їй в'язкопружні властивості та робить його більше м'якою тканиною, ніж рідиною [11]. Багато операцій починаються з вітректомії, при якій склоподібне тіло видаляють і замінюють рідиною, подібною до води, або маслом. У людей, які потребують операції сітківки, склоподібне тіло в задній частині ока може бути вже замінене водним розчином риродним чином.

Сітківка – це область ока, для якої застосування мікророботів може бути найбільш корисними, оскільки її стан є критичним для зору, проте до нього важко дістатись. Мікrohrіургія сітківки вимагає високої точності дії, яка не може бути

досягнута завдяки класичним підходом до проведення операцій і які вимагають сили впливу нижче порога людського сприйняття. Саме ці фактори ускладнюють операції на сітківці та роблять їх ризикованими. Крім того, сучасні хірургічні методи вітреоретинальної хірургії, як правило, вимагають вітректомії, для отримання доступу до сітківки [12]. Мікророботи у свою чергу можуть забезпечити альтернативний підхід до проведення процедур такого типу.

Точкою входу / виходу для мікроробота є *pars plana* (це частина склоподібного тіла). Мікроробот повинен переміститись до сітківки зі зворотної частини ока. При такому підході є можливість проведення операції без попереднього проведення вітректомії, оскільки розміри мікроробота дозволяють застосовувати меншу силу до сітківки порівняно з класичними інструментами. Уникнення вітректомії зменшить інвазивність процедури та потенційно зменшить час реабілітації після процедури, підтримуючи більш природний стан ока. Мікророботи також можуть використовуватись і у разі проведення вітректомії, оскільки вони мають змогу виконувати тонку хірургічну роботу таким чином, щоб зменшити ризик подразнення сітківки порівняно з ручними та іншими робототехнічними методами. Ще одним з видів застосування мікророботів у середовищі ока є терапія при оклюзії вен сітківки, відшаруванні сітківки та епіретинальних оболонок, а також діагностика стану сітківки.

Слухова система. Мікророботи мають потенціал для роботи у зоні внутрішнього вуха, яке складається з вушної раковини та напівкруглих каналів. Найменші розміри вушної раковини становлять приблизно від 1 мм до 0,3 мм. Найменший переріз горизонтального напівкругового каналу по формі наближений до еліпсу, велика та мала осі якого складають приблизно відповідно 0,37 мм та 0,27 мм.

Кохлеарні імпланти можуть відновити слух шляхом встановлення електродів у зоні *scala tympani* для стимуляції кохлеарного нерва [13].

Застосування мікророботів за даною технологією дозволить знизити ризики пошкодження тканини та забезпечить більшу точність при проведенні операції.

Також існують дослідження стовбурових клітин, які спрямовані на формування кохлеарних клітин які відповідають за природний слух. Однак переважна більшість цих досліджень поки проводиться лише у лабораторних умовах, способу вирощення таких клітин у організмі поки що немає. Мікроробот може виступати транспортним засобом доставки диференційованих стовбурових клітин до потрібного місця.

1.3 Методи живлення мікророботів

Перед розробкою системи також необхідно роздивитись підходи отримання, накопичування та передачі енергії, оскільки це є первинною задачею при розробці мікросистем. Система має певні обмеження, тому кількість методів, які забезпечують енергією робота зменшується.

Збереження енергії у корпусі робота. Традиційні електричні батареї надають просте та надійне джерело живлення, але через розміри, вагу та кількість наявної енергії вони не можуть використовуватись у таких системах. Існує також інший вид електричних батарей – тонкоплівкові акумуляторні батареї, вони підходять для мікророботизованих систем [14-15]. Тонкоплівкові батареї відрізняються від традиційних тим, що вони виготовляються на базі напівпровідникової технології. Такий підхід дозволяє виготовляти батареї довільної форми товщиною менше 50 мкм та більш оптимально використовувати простір.

Генератори електроенергії на базі мікроелектромеханічних систем (MEMS) забезпечують вищу щільність енергії ніж традиційні генератори та акумулятори. Є декілька варіантів для перетворення різних видів енергії в електричну. Деякі використовують бортове хімічне паливо, а інші збирають механічну енергію у

вигляді вібрацій з навколишнього середовища, також використовують ефект Зеєбека, при якому градієнт температури створює напругу. Для розробки теплового градієнта необхідно створити гаряче джерело, яке може бути утворено бездротовим способом за допомогою електромагнітних методів або за допомогою ядерної реакції у радіоактивній речовині.

Бажаним підходом до живлення медичних мікророботів було б збирання хімічної енергії безпосередньо з навколишнього середовища [16]. Клітини на біопаливі працюють при низьких температурах і в середовищах, де кислотність майже нейтральна. Такі показники властиві тілу дорослої здорової людини. Мікроробот може працювати, використовуючи глюкозу та кисень, взяті з крові. М'язові клітини також можуть бути використані як прості виконавчі механізми і застосовуватись для приведення в дію мікророботизованих конструкцій.

Передача енергії ззовні. Альтернативний підхід полягає в тому, щоб замість генерування енергії самим роботом передавати її бездротовим способом. Найкраще для цього підійде передача за допомогою магнітних полів. Один зі способів передбачає утворення електричної енергії з магнітного поля та збереження в акумуляторі. Інший метод застосовує квазістатичні та низькочастотні магнітні поля для прикладання сил і моментів безпосередньо до магнітних матеріалів [17]. Людське тіло магнітно прозоре, що означає, що магнітна проникність тіла людини приблизно така ж, як у вакуумі, тому такий вид передачі енергії не передбачає взаємодію з організмом.

Основний принцип передачі електричної енергії за допомогою магнітних полів заснований на законі індукції Фарадея. Коли струм протікає в ланцюзі, генерується магнітне поле. Для збільшення напруги можна збільшувати частоту первинного струму, його амплітуду, або змінюючи геометрію схеми розташування. Збільшення амплітуди струму у первинному колі призводить до сильнішого магнітного поля, але існує верхня межа напруженості поля вона обмежена нормами безпеки. Збільшення площі вторинного контуру або

підведення його ближче до первинного призводить до збільшення потоку. Багато пристроїв використовують цей принцип. Великі котушки за межами тіла генерують змінне поле, яке надходить до невеликих котушок всередині тіла. Однак при обмеженнях мікомасштабу, проблема полягає в конструкції котушок приймача.

Замість того, щоб перетворювати енергію магнітного поля у електричну енергію можна застосувати прикладення сил та моментів до магнітних матеріалів. У разі, коли розміри магнітного робота малі відносно до сил прикладених магнітним полем, що реально для бездротових медичних мікророботів, які живляться за допомогою магнітних полів, згенерованих зовні тіла, магнітне поле може бути прийняте як однорідне по всьому корпусу мікроробота. Крім того, намагніченість матеріалу, яка варіюється в межах корпусу робота, може бути також прийнята як постійна по всьому тілу зі значенням, рівним середній намагніченості. Такі властивості роблять керування роботом простішим. Сила магнітної взаємодії та крутного моменту прямо пропорційна напруженості прикладеного поля, намагніченості матеріалу і кількості магнітного матеріалу. Феромагнітні матеріали, як правило, можна класифікувати як м'які, так і тверді [18]. Намагніченість м'яких магнітних матеріалів сильно залежить від миттєвого прикладеного поля такж вони повертаються до свого первинного стану при припиненні впливу магнітного поля. М'які магнітні матеріали мають незначний гістерезис, твердомагнітні матеріали ж навпаки зберігають значну частину свого намагнічування, незалежно від миттєво застосовуваного поля. Намагніченість що залишається після припинення впливу магнітним полем називається залишком. Для розмагнічування також застосовується магнітне поле, воно називається примусовим [19]. Кожне магнітне тіло має певні геометричні форми, через які його магнітні властивості відрізняються в залежності від ділянки магніта (анізотропія).

При керуванні магнітними полями, необхідними для бездротового управління постійними магнітами, необхідно розуміти що сили прикладені до магнітних часток прямо пропорційні до сили магнітного поля, оскільки намагніченість матеріалу є постійною у кожного тіла. Намагніченість м'яких магнітних тіл є більш складною. Для правильного керування такими видами магнітів необхідно застосовувати моделі, які будуть прив'язані до форми магнітів [20]. М'які магнітні матеріали легше виготовляти, ніж постійні магніти, що робить їх більш придатними для виробництва мікророботів. Однак у випадках, коли прикладене поле занадто слабе, мікророботи, що містять постійні магніти, можуть виявитися більш ефективними.

1.4 Обробка зображень у медицині

Вже доволі довго для медичного діагностування використовують машинне бачення. Воно охоплює цілий ряд задач при виявленні хвороб, від завдань низького рівня, таких як виявлення областей подразнень, до завдань високого рівня, таких як повна діагностика та винесення діагнозу. Досягнення останнього десятиліття значною мірою були зумовлені трьома факторами:

- розвиток глибинного навчання (тип машинного навчання, що дозволяє наскрізне вивчення дуже складних функцій із необроблених даних);
- потужні засоби обчислень на базі графічних процесорів;
- велика кількість цифрових даних які необхідні для навчання алгоритмів.

Поєднання цих трьох факторів дозволило багатьом дослідникам отримати доступ до ресурсів, необхідних для просування технології у медичній галузі. Розвиток сучасної технології машинного навчання співпав з накопиченням великих обсягів цифрових даних у ряді наукових областей. Останні значні досягнення медицини були плідними в основному завдяки здатності алгоритму глибокого навчання автоматично вдосконалюватися при обробці великої кількості даних.

Використовуючи великі масиви даних, моделі CV можуть набути безліч можливостей розпізнавання образів – від діагностики до розглядання загальної статистичної картини на рівні держави або навіть світу.

Комп'ютерне бачення. При роботі алгоритму комп'ютерного бачення виконуються такі базові операції як: класифікація, локалізація та виявлення об'єктів. Великий внесок для розвитку цих операцій зробило утворення співтовариства, яке розробило та вдосконалило загальні підходи до реалізації цих дій. Першим значним досягненням спільноти було використання графічних процесорів для роботи з алгоритмами, завдяки цьому значно зросла швидкість обчислень, а точність класифікації досягла рівня людини. У медицині ці методи успішно застосовуються для класифікації та виявлення багатьох видів захворювань і наразі точність алгоритмів часто перевершує рівень експертів-медиків. Останнім часом алгоритми машинного навчання також використовують для задач сегментації об'єктів, особливо у складних випадках, таких як біомедична сегментація декількох типів клітин, що перекриваються при застосуванні мікроскопів. Ключовим алгоритмом глибокого навчання, що використовується в цих завданнях, є згортова нейронна мережа (тип алгоритму машинного навчання, який використовується для задачі розпізнавання образів). Даний алгоритм також дозволяє вирішити й інші задачі:

- реєстрація зображень (визначення відповідних точок на схожих зображеннях);
- пошук подібних зображень;
- реконструкція та вдосконалення зображень.

Для вирішення реальних медичних задач використовується поєднання моделей штучного інтелекту. Усі розглянуті методи в основному покладаються на такий алгоритм навчання як навчання із вчителем, він використовує розмічені набори даних для створення моделі. Беручи до уваги розрідженість та труднощі доступу

до медичних даних, використовується метод передавального навчання, при якому алгоритм спочатку тренується на великому але не пов'язаному з конкретною проблемою обсязі даних, а потім допрацьовується на наборі даних, який стосується конкретної задачі. Для зменшення витрат, пов'язаних зі збором та розміткою даних, розробляються методи отримання синтетичних даних такі як: збільшення даних та генеративні змагальні мережі.

Однією з ключових проблем при розробці алгоритмів машинного навчання у медицині є отримання медичних даних. Оскільки наразі невідомо чи є неіндифікуючі медичні данні власністю пацієнта, чи можуть використовуватись при дослідженнях наявні правові складнощі з отриманням необхідного обсягу інформації. На сьогодні наукові кола та медична промисловість в основному використовують невеликі набори даних з відкритим кодом та дані, зібрані за допомогою комерційних продуктів. Фактор обміну даними та їх доступністю для окремих країн також впливає на розвиток у галузі.

Первинна обробка зображень. За останні роки кількість технології, що застосовують методи комп'ютерного зору для статичних медичних зображень сильно зросла. Ряд областей приділяли значну увагу рентгенології, патології, офтальмології та дерматології завдяки візуальному розпізнаванню при діагностиці. Особливості медичних зображень накладають ряд обмежень у задачах глибинного навчання. Перш за все зображення можуть займати доволі великий обсяг пам'яті. При оцифровці слайдів гістопатології виходить зображення розміром приблизно $100\,000 \times 100\,000$ пікселів, тоді як на вхід алгоритмів машинного навчання зазвичай надходять зображення приблизно 200×200 пікселів. Крім того, різні хімічні препарати будуть призводити до різних зображень однієї ділянки тіла, а різні пристрої для оцифрування або їх налаштування можуть створювати різні зображення для одного і того ж знімка. Рентгенологічні методи скнування, такі як КТ та МРТ, роблять настільки масивні 3D-зображення, що змушує стандартні алгоритми машинного навчання

працювати або з набором 2D-фрагментів, або змінювати внутрішню структуру знімку для обробки в 3D. Подібним чином, ультразвукові методи виробляють ряд двумірних фрагментів з великою кількістю шумів, ці фрагменти просторово співвідносяться, але мають великі вімінності. Але деякі нові алгоритми дозволяють обробляти подібні зображення. Наприклад, алгоритм навчання за набором зразків дозволяє навчатись за набором даних, що містять об'ємні зображення та декілька розміток.

Комп'ютерне бачення в сферах медицини з нестандартизованим збором даних вимагає інтеграції в існуючі системи. Наприклад, в отоларингології вони можуть бути використані, при діагностуванні пацієнтів задяки трансляції через смартфон. У гематології та серології комп'ютерне бачення може бути застосовани при інтеграції у мікроскоп для діагностування загальних захворювань або підрахунку клітин крові різного типу, оскільки ці завдання є повторюваними та можуть бути легко виконані алгоритмами. Штучний інтелект також має застосування у гастроентерології. Алгоритми, що базуються на обробці відео зображення, можуть бути інтегровані в прилади для дослідження шлунку (ендоскопи) для виявлення та діагностики уражень.

Застосування методів машинного навчання. Алгоритми машинного навчання також застосовуються у хірургії. Багато методів глибокого навчання призводять для підвищення ефективності хірурга за допомогою контекстуальної обізнаності в режимі реального часу, оцінки навичок та навчання. Сучасні дослідження насамперед охоплюють сфери відеоробототехніки та лапароскопічної хірургії, пропонуються методи розпізнавання хірургічних інструментів та дій. Інші методи аналізують рух інструменту або інші ознаки для оцінки кваліфікації хірурга за допомогою встановлених рейтингів, таких як Критерії глобальної оперативної оцінки лапароскопічних навичок для лапароскопічної хірургії. Інший напрямок використовує машинне бачення для розпізнавання різних фаз хірургічного втручання під час операцій для розробки

контекстних систем комп'ютерної допомоги. Також машинне навчання з'являється і у сфері відкритої хірургії. Але тут проблема полягає у зміні точок обзору камери для захоплення відео та типів операцій.

Алгоритми можуть розпізнавати людську діяльність у фізичних просторах, таких як лікарні та клініки для ряду застосувань, який загально називається «інтелект зовнішнього середовища». Інтелект зовнішнього середовища відноситься до постійного неінвазивного виду обробки інформації у фізичному просторі, який може надати медикам допомогу у вигляді моніторингу пацієнтів, ведення автоматизованої документації та забезпечення дотримання протоколів лікування. Наразі у експериментальному режимі використовується алгоритм машинного бачення, який застосовується у відділеннях інтенсивної терапії для моніторингу такої діяльності пацієнтів, як їх гігієна та розположення. Також було розроблено систему для відділення невідкладної допомоги для опису процедур, виконуваних під час реанімації пацієнта та для заходів під час операції для оптимізації та пришвидшення роботи.

Поза межами лікарень інтелект зовнішнього середовища може спростити доступ до медичного обслуговування. Така технологія може дозволити людям похилого віку знаходитись самостійно вдома, відстежуючи стан та відхилення в повсякденній діяльності (наприклад, виявляючи падіння, які особливо небезпечні для людей похилого). Цей метод спрямований на більш широкі категорії повсякденної діяльності. Довготривала аналітика таких видів діяльності, як сон, переміщення та сидіння з часом може виявити клінічно значущі зміни або аномалії. Для забезпечення конфіденційності пацієнта, дослідники розробили алгоритми, які працюють за тепловими відеоданими. Ще однією сферою застосування машинного бачення є допомога в повсякденному житті або при реабілітації, наприклад, розпізнавання мови жестів для допомоги людям, що страждають вадами слуху та мовлення, моніторинг фізіотерапевтичних вправ для реабілітації після інсульту. Також є певні досягнення у сфері машинного

навчання у галузі моніторингу стану органів людини. Наприклад, системи можуть використовувати відео та зображення для аналізу частоти серцевих скорочень та дихання. Технології інтелекту зовнішнього середовища на основі машинного бачення пропонують широкий спектр можливостей для розширеного доступу до якісної медичної допомоги. Однак при розробці цих технологій виникатимуть нові етичні та правові питання.

Якість даних багато в чому визначає якість моделі, виявлення невірності в даних та їх врахування призведе до більш якісного медичного обслуговування. Забезпечення правильними наборами даних може залежати методу «людина в циклі» (модель, яка вимагає взаємодії з людиною) або широкомасштабних методів збору даних. Існує ряд методів, спрямованих на усунення упередженості даних. Упередження на рівні однієї людини можна усунути за допомогою експертного обговорення та рішення щодо розмітки даних. Упередження на рівні всього населення можна усунути за відсутності доповнень до даних та зміни розподілу. Одним з надійних методів визначення узагальненості моделей для різних груп населення, медичного обладнання та ресурсів є міжнародна багатоінституційна оцінка. Також, загально більш надійними та корисними моделі робить використання багатозадачного навчання моделей, та освоєння різноманітних завдань, а не однієї вузької сфери застосування, такого як виявлення багатораккових захворювань із гістопатологічних зображень.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто можливі галузі застосування мікророботів у медицині, системи органів людини, у яких вони можуть ефективно виконувати переміщення та методики розпізнавання зображень. Ця інформація є базовою при розробці системи та необхідна для її імплементації.

2 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ

2.1 Огляд принципів побудови мікророботів

Для переміщення магнітного мікророботу необхідно перетворити енергію магнітного поля у механічний рух. Методи переміщення медичних мікророботів мають враховувати робоче середовище, оскільки робота може проводитись і у порожнинах, заповнених рідиною і в м'яких тканинах. Також методи переміщення повинні враховувати обмеження, які відповідають масштабу. Переміщення у рідинних середовищах у мікромасштабі вимагає зовсім іншого підходу, ніж при макромасштабі. У сфері мікророботів переважають низькі швидкості та малі масштаби. Потік з малим числом Рейнольдса (відношення інерційних сил до сил в'язкого тертя) називається повзучим потоком, або потоком Стокса. При такому типі переміщення швидкість переміщення робота не сильно впливає на протидіючі сили рідини. На відміну від потоків з великим числом Рейнольдса, у потоках із малим числом Рейнольдса розміщення усіх стінок судин є дуже важливим та значно впливають на силу протидії при русі, але є деякі методи, які компенсують наявність таких стінок [21].

При проектуванні руху робота необхідно звернутися до методів, які вже використовуються у природі. Мікроорганізми розвинули різноманітні техніки переміщення при малому числі Рейнольдса, жоден з цих методів не зустрічається у підходах використовуваних у макромасштабі. Бактерії використовують молекулярний двигун, щоб повернути основу джгутика, деформуючись у таким чином щоб рухатись по спіралі. Еукаріотичні клітини мають джгутики, які є активними органелами та здатні створювати обертові рухи для генерації хвилі. Деякі мікроорганізми плавають за допомогою війок, які утримуються перпендикулярно потоку під час силового удару і паралельно потоку під час відновного удару, при цьому багато війок працюють одночасно. Усі ці методи

плавання використовують один і той же феномен: кожен елемент прорізає рідину вздовж джгутика під гострим кутом, виникає різниця між паралельним і перпендикулярним опором, яка призводить до чистого руху. На сьогоднішній усі розробки, які використовуються безпосередньо у судинах людини розробляться за цими принципами.

Гвинтове переміщення. У багатьох мікроплівкових конструкціях використовується певна форма гвинтового гвинта для пересування, схожа на конструкцію бактеріальні джгутики. У методі, який за своєю функцією найбільш нагадує бактерії, використовується обертальний двигун для повертання пасивний джгутик (рисунок 2.1).

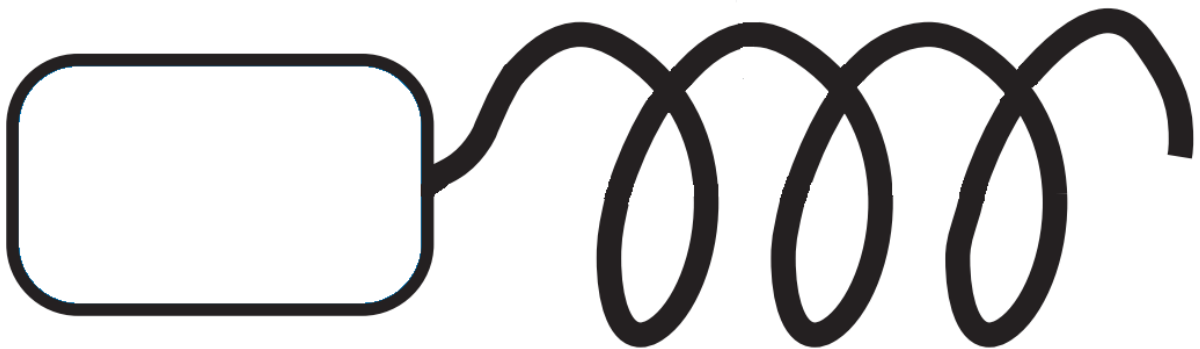


Рисунок 2.1 – Зображення форми мікроробота при гвинтовому переміщенні

Однак приведення такої системи до мікромасштабів нетривіальна задача. Єдиним успішним методом на даний час є генерація крутного моменту за допомогою зовнішніх магнітних полів [22]. Цей метод використовувався експериментально із застосуванням твердих та м'якомагнітних матеріалів у широкому діапазоні розмірів.

Незалежно від методу, що застосовується для прикладання крутного моменту, є декілька варіантів розроблення гвинта. Його можна зробити жорстким – це надає можливість змінювати простий дріт, який сформовано у вигляді спіралі до багатошарової смуги, яка самостійно формується у спіраль через внутрішні напруження. Ефективність гвинтів не залежить від поперечного перерізу спіралі. При використанні жорстких гвинтів, напрямок руху мікроробота можна змінити просто змінивши напрямок обертання. Тобто жорсткі гвинти здатні як штовхати, так і тягнути корпус. Гвинт також може бути сумісним і мати спіральну геометрію лише динамічно [23]. Просте волокно, переступивши деякий поріг кручення, зазнає роздвоєння, що призводить до скручування волокна у формі гвинта, яка зберігається до тих пір, поки кручення не буде припинено.

Такий метод надає менший ступінь керованості ніж метод жорсткого гвинта. За винятком деяких короткочасних рухів, подібних до переміщення бактерій, сумісний гвинт може лише штовхати корпус, а отже, рух у зворотному напрямку також стає ще однією задачею, реалізацію якої розробити складніше, ніж за допомогою жорсткого гвинта. Однак цей тип гвинта також надає додаткові функціональні можливості, наприклад використання довгих смужок препарату, які скручуються у формі гвинта, дозволяючи корисному навантаженню діяти безпосередньо як гвинт. Гвинтовий привід також забезпечує ефективний метод переміщення через просвіти рух більше нагадує повзання, ніж плавання.

Існує ще один підхід спірального переміщення з магнітним керуванням, схожий, але відмінний від спірально-гвинтового плавального механізму, описаного вище. Мікроробот у формі гвинта можна приводити в дію бездротово через тканину. У такий спосіб гвинтоподібні мікророботи мають змогу виконувати пересування через м'які тканини. Тоді як при русі у рідинному середовищі спіраль мікроробота нарізає рідину навскоси, спіраль гвинтового робота рухається крізь тканину як дерев'яний гвинт або штопор. Таким чином

спіраль просувається через тканину на стільки, скільки обертів було зроблено, на відміну від рідинного середовища, де на таку ж довжину переміщення необхідно було б зробити декілька обертів.

У разі використання магнітного моменту основною контрольованою величиною є частота обертання магнітного поля. Мікроробот обертається майже синхронно із зовнішнім полем, миттєво досягаючи рівноважного фазового зсуву таким чином, що магнітний момент врівноважує плинний крутний момент.

Хвильове переміщення. Інший метод переміщення, схожий на рухи еукаріотичних джгутиків, називається хвильовим переміщенням. Такий підхід забезпечує ефективний засіб руху на невеликому числі Рейнольдса і навіть ефективніший за гвинтовий, припускаючи однакову потужність елементів. На рисунку 2.2 зображено мікроробот, який рухається за допомогою хвильового переміщення.

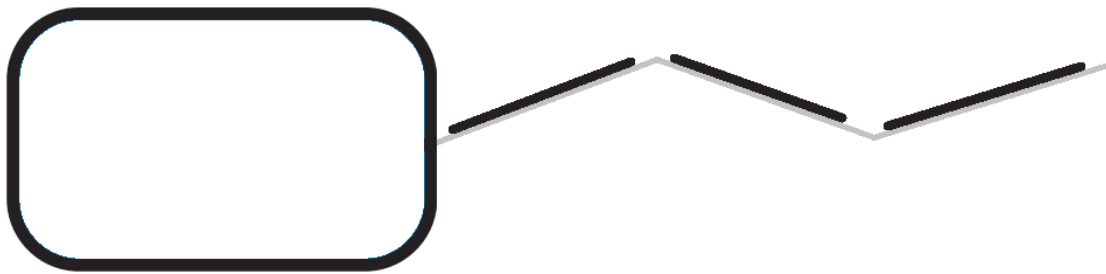


Рисунок 2.2 – Зображення форми мікроробота при хвильовому переміщенні

Однак реалізувати хвильове переміщення у мікромасштабі досить складно. Створення системи розподіленого руху, яка використовується у еукаріотичних джгутиків, є складною з точки зору виготовлення, передачі

потужності та контролю. Деякі підходи до реалізації розглядають хвильове переміщення без розподіленого руху, що робить мікровиробництво та дистанційне управління реальним для застосування, але ефективність знижується [24-26]. Один із способів побудови рухомого елемента включає розподілені п'єзоелектричні приводи. Кожен окремий привід складається з двох шарів. Ці два шари рухаються незалежно один від одного і під час того як один з шарів розширюється інший при цьому стискається, що призводить до локального прогинання приводу. При збільшенні п'єзоелектричних приводів робот починає рухатись, при такому ефекті з'являється здатність реалізовувати більш складні види керування. Напрямок руху можна керувати за допомогою відповідної послідовності спрацьовування виконавчих механізмів. Таким чином, привід може як штовхати, так і тягнути прикріплене тіло. Однак такий тип конструкції має обмеження щодо зменшення масштабу як з точки зору передачі енергії, так і з точки зору дистанційного управління.

Інший використовуваний метод розподіленого руху використовує гібридний підхід, який використовує як електричну енергію, так і силу статично прикладеного магнітного поля. Метод передбачає використання електромагнітних котушок по усій довжині робота. Струм у котушці створює момент, який намагається вирівняти вісь котушки з віссю прикладеного магнітного поля. Коли струм, що протікає через котушки, контролюється незалежно виникає рушійна сила. Даний підхід також забезпечує як прямий так і зворотній рух. Однією з позитивних властивостей такого типу рушія для бездротового пересування є те, що збільшення сили прикладеного магнітного поля дозволяє пропорційно зменшити електричний струм, що протікає через котушки для створення локальних магнітних моментів. Таким чином, збільшення сили статичного магнітного поля дозволило б отримати більшу частину рушійної потужності, яка передається дистанційно.

Як зазначалося раніше, створення роботів хвильового типу з розподіленим рухом є складним у мікромасштабі, особливо враховуючи потужність. Однак існують методи, які можуть імітувати деякі властивості еукаріотичних джгутиків з використанням лише одного приводу. Використання еластичного хвоста (який також називають гнучким веслом) вимагає лише одного приводу на одному кінці, але ефективність такої системи, з еластичним хвостом, буде нижчою, ніж у розподіленій моделі. Занадто короткий і жорсткий хвіст призведе до зменшення рушійної сили, оскільки коливальний рух по суті є взаємним. Якщо гвинт занадто довгий і гнучкий, рушійна сила зменшиться через збільшення опору відносно рушія. Для роботів, які використовують пружний хвіст, привід виробляє хвилю, яка потім відштовхується від приводу, таким чином, що хвіст завжди штовхає основний корпус.

У першій концепції пружно-хвостового рушія, привід коливає проксимальний кінець хвоста відносно тіла мікроробота. У разі вільного плавання тіло здійснює зворотний рух, аналогічно механізму. Також є можливість бездротового живлення та управління еластичним хвостом за допомогою магнітних полів. Поле може використовуватися для створення крутного моменту на магнітному матеріалі, який вбудований у тіло мікроробота. Змінне коливальне поле змушує тіло робота також коливатися, що спричиняє появі хвилі [27]. Середня орієнтація коливального поля визначає напрямок переміщення мікроробота. Замість жорсткого з'єднання магнітного матеріалу з тілом мікроробота, натомість можна сконструювати привід на основі еластичного контакту. Такий тип рушійної хвилі поєднує в собі елементи розподіленого приводу та еластичного хвоста. Ланцюг парамагнітних кульок, прикріплених одна до одної, утворюють штучний джгутик, який реагує на змінне магнітне поле. Цей рушійний механізм може бути приєднаний до потрібного корисного навантаження, роль якого, наразі (у сучасних застосуваннях) виконують еритроцити, але також може бути тілом мікроробота. Кульки

вирівнюються із зовнішнім магнітним полем, а коливальне поле призводить до виникнення хвильового руху у ланцюзі. Напрямок руху завжди спричиняє тягнення прикріпленого корпусу хвостом. Результати виробувань вказують на те, що присутній відносно великий опір прикріпленого корисного навантаження, яке спричиняє великі сили опору [28]. Без прикріпленого корпусу рушійний елемент має незначний опір, однак було виявлено, що до такого дефекту призводить неправильний пружний зв'язок між кульками, який можна виправити.

2.2 Підходи до переміщення мікророботів за допомогою магнітного поля

Вище було описано як магнітні поля можуть бути використані для реалізації методів переміщення, які походять від природних методів руху мікроорганізмів. Магнітні поля також забезпечують коректну роботу методів, які неможливі для мікроорганізмів а, отже не мають прямої аналогії у природі. Взаємодію магнітних сил та моментів використовують у медицині вже доволі тривалий проміжок часу. Керовані магнітні поля можуть створюватися різними способами:

- рухомий постійний магніт;
- стаціонарний електромагніт;
- рухомий електромагніт.

Перший метод використовує електромагніти, при цьому методі необхідно регулювати положення у просторі та струм у котушці. Є доволі багато прикладів застосувань такого підходу, його використовують для різноманітних процедур та з використанням різної кількості котушок та ступенів свободи для їх переміщення.

Другий метод використовує стаціонарні електромагніти з керованим струмом. Такий підхід також існує але має великі обмеження і застосовується нечасто, у тих випадках, коли можливий рух самого предмета над яким

виконується операція відносно нерухомого магніту [29]. Конструкція дозволяє лише часткове управління, оскільки повний крутний момент та контроль сили неможливі через особливості робочої області.

Третій метод використовує постійні магніти з контролем положення. Це метод використовується у магнітній навігаційній системі, яка керує магнітними катеторами. Такий підхід є найменш ефективним, оскільки для його реалізації необхідно забезпечувати велику кількість ступенів свободи для магнітів.

При розробці магнітних мікророботів використовуються MEMS (мікроелектромеханічні системи). Перевагою м'яких магнітних мікророботів MEMS, які складаються з сукупності гальванічних компонентів, є те, що вони легко намагнічуються через сильну анізотропію. Робот зібраний за технологією MEMS досягне магнітної насиченості в прикладеному полі, сила якого становить лише невелику частку сили поля, необхідного для насичення сферичної кульки, виготовленої з того самого матеріалу.

Це робить дистанційне управління MEMS пристроїв простішим, ніж у інших методах. Додатковою перевагою зібраних мікророботів MEMS над кульками є можливість включення додаткової функціональності у MEMS компоненти. Однак відносно невелика кількість магнітних часток, що міститься у зібраному мікророботі MEMS, у порівнянні з загальним об'ємом та загальними розмірами, робить прикладання магнітної сили складнішим.

Сукупністю магнітних наночастинок можна керувати так само, як і одним мікророботом, така система представляє окремий підхід. Він дозволяє забезпечити підвищену здатність до деформації, для уникнення перешкод. Також з'являється можливість переміщуватись у невеликому просторі і проникати всередину тканини. Оскільки переміщення за градієнтом магнітного поля не має аналогії у світі мікроорганізмів, така система може виявитися більш ефективною.

Магнітно-резонансна томографія. Оскільки було розглянуто застосування мікророботів переміщення яких засновано на магнітній взаємодії, необхідно

визначити які клінічні системи контролю можливо застосовувати для керування роботами. Для таких цілей може служити апарат МРТ. Ці магнітні системи вже існують у багатьох клінічних умовах, і використання їх для управління мікророботами з кількома модифікаціями позбавить від потреби в застосуванні додаткового обладнання та збільшить ймовірність клінічного прийняття нової мікророботизованої технології. Система МРТ має здатність генерувати потужні магнітні поля, але її конструкція ставить обмеження на можливі типи управління мікророботами.

Апарат створює сильне рівномірне поле, яке може регулюватись за розміром із базовою магнітною індукцією 1,5 Тл. МРТ також містить три набори котушок для генерації градієнтів поля. При накладанні полів усіх видів котушок виникає сумуюче поле. Польові вклади градієнтних котушок не змінюють напрямок магнітного поля, натомість вони змінюють величину поля по усій робочій області [30]. Це дозволяє розглядати градієнти як прості скалярні похідні по кожній з осей. Три градієнти можна змінювати незалежно одне від одного та відносно швидко. Також до складу апарату входять радіочастотні котушки, які використовуються для зчитування прийнятого сигналу протягом процедури. Вимоги до конструкції радіочастотних котушок можуть відрізнятись в залежності від мети МРТ-скринінгу. Поверхня котушки використовуються в основному як приймач через їх високу чутливість, але їх глибина проникнення доволі низька.

Обладнання для МРТ також можливо використовувати для локалізації магнітних роботів. Це ж обладнання можна використовувати для локалізації. Вченими було проведено експеримент, у ході якого були локалізовані групи наночастинок МРТ. Просторова роздільна здатність системи МРТ подібна до системи ранньої мультиспиральної комп'ютерної томографії, досягаючи $0,25 \text{ мм} \times 0,25 \text{ мм} \times 1,5 \text{ мм}$ в апараті МРТ. У цій же роботі була досягнута ізотропна роздільна здатність $0,57 \text{ мм}$, але час сканування становив 25 с, що є занадто

довгим для мікророботизованих систем [31]. Основний недолік локалізації МРТ полягає в тому, що вибір матеріалу для виготовлення мікроробота обмежений. Феромагнітні частинки спричиняють артефакти зображення, які іноді більші за спостережуваний об'єкт, навіть якщо інформація, що міститься у просторових градієнтах, може подолати це обмеження.

Основне з можливих застосувань системи МРТ для контролю мікророботів – використання потужного магнітного поля у поєднанні з котушками градієнта для реалізації методу градієнтного переміщення, описаного вище. Незалежно від того, чи мікроробот заснований на постійному магніті чи на м'якому магнітному матеріалі, поле, згенероване апаратом, буде вирівнювати намагніченість мікроробота з необхідною віссю. Оскільки МРТ не може керувати напрямком магнітного поля, а лише його потужністю це сильно обмежує сферу застосування системи. Навіть при доволі потужних полях у апараті подолання сили, що спричиняється потоком крові виявляється важким. Ця складність виникає внаслідок того, що градієнтні котушки, не такі потужні як базове поле. Для уникнення такого ефекту необхідно використовувати форму робота, яка забезпечить менші сили протидії. Але навіть найбільш мала за площею форма робота забезпечує лише 10% приросту у потужності.

Іншим потенційним застосування системи МРТ для контролю мікророботів є використання сильного базового поля у поєднанні з радіочастотними котушками [32]. Було розглянуто метод рушійної хвилі який використовує котушки, розподілені по довжині хвоста, кожна з яких намагається вирівняти його відповідно до прикладеного магнітного поля. Система МРТ може бути використана для бездротового живлення електроніки у корпусі мікроробота, яка б подавала струм на окремі котушки для приведення робота у рух.

2.3 Методи забезпечення зворотного зв'язку

Для забезпечення ефективного регулювання переміщенням робота необхідно забезпечити зворотній зв'язок з ним. Необхідно відстежувати положення робота у реальному часі. Було розглянуто декілька різних методів локалізації робота у тілі людини. Просторова роздільна здатність є важливим фактором при визначенні положення мікроробота. Вона вказує на позицію та похибку орієнтації, тому має працювати в діапазоні до десятої частини міліметра для розроблюваного мікроробота, довжина якого у закритому стані становить 1 мм. Майже усі розглянуті методи, мають низький відсоток шумів та артефактів, тому це не було ключовим фактором для вибору технології [33]. Також важливим фактором для контролю в режимі реального часу є максимальна швидкість оновлення позиції.

Пряме спостереження. Єдине місце, де кровоносна система спостерігається ззовні тіла, – це сітківка ока. При використанні мікроскопів та камер в поєднанні з методами обробки зображень можливе пряме спостереження за мікророботами. Однак нетривіальна оптика людського ока ускладнює точну локалізацію. Один з використовуваних методів відстеження мікроробота внутрішньоочно використовує спеціально розфокусоване зображення з одного мікроскопа. Однак цей метод не враховує оптику ока у необхідній мірі. Спеціальний одноасферичний лінзовий офтальмоскоп є найкращим рішенням цього підходу для зосереджені зображення широкого поля зору та для локалізації, але не є достатньо якісним для використання у даній сфері.

Магнітний та електромагнітний методи. Основним принципом електромагнітного відстеження є використання пари пристроїв: один діє як генератор магнітного поля, а інший виконує роль давача. Генератор випромінює електромагнітне поле низької частоти, яке індукує напругу на котушках збору давача. Оскільки зі зміною відстані буде генеруватися різна напруга можливе

відстеження пройденної відстані та орієнтації. Точність цих систем залежить від наявності інших об'єктів, властивостей матеріалів, форми, розміру і положення усіх об'єктів. Частота, яка використовується для локалізації, також важлива оскільки, сусідні матеріали впливають на точність. Часто буває так, що давач вбудований у відстежуваний пристрій, це дуже збільшує складність конструкції. Для бездротових мікророботів, що застосовуються для медичних цілей, є інша технологія на основі впливу магнітного поля. Магніт інкапсульований у пристрій для відстеження, а декілька зовнішніх магніторезистивних давачів використовуються для вимірювання поля магніту. Метод полягає в тому, що магніт поводить себе як диполь магнітної точки, що дозволяє відстежувати його положення. Магнітне відстеження є перспективним методом, коли пряме спостереження неможливе, оскільки тіло людини є прозорим для статичних та низькочастотних магнітних полів.

Комп'ютерна томографія та флюороскопія. Під час КТ пацієнта поміщають між джерелом рентгенівського випромінювання та детекторною решіткою, яка реєструє ослаблений рентгенівський промінь, коли він проходить через тіло пацієнта. Ряд проєкцій, зроблених таким чином, зібрані з різних точок простору, використовуються для реконструкції моделі тіла пацієнта [34]. КТ дають дуже високу роздільну здатність і здатні реконструювати зображення в тривимірному просторі. Роздільна здатність пікселів може досягати 0,8 мм для матриці 512×512 пікселів та зовсім недавно був досягнутий ізотропний розмір пікселів 0,195 мм. Однак при порівнянні з подібними технологіями він потребує більші дози опромінення. Крім того, через процес реконструкції зображень на основі ослаблення випромінювання, КТ не дуже добре підходить для візуалізації ділянок м'яких тканин, оточених великими обсягами матеріалу високої щільності, таких як кістка.

Для флюороскопії також використовується джерело рентгенівського випромінювання та флуоресцентний приймач. Двовимірні радіографічні

зображення з високою роздільною здатністю можуть досягати роздільної здатності в 0.1 мм. Але доза опромінення також залишається дуже високою.

Ультразвуковий метод (УЗД). Для локалізації в м'яких тканинах порівняно з ендоскопією, МРТ, КТ та лише ультразвук поєднує в собі високу роздільну здатність, мінімальний шкідливий вплив на здоров'я та високу частоту оновлення зображення (до 100 кадрів за секунду). Основні недоліки ультразвукового методу пов'язані з низьким відношенням сигналу до шуму та наявністю сильних відбивачів ультразвукової хвилі, наприклад кістки та повітряні кишені. Вони можуть утворювати артефакти на ультразвукових зображеннях або екранувати ультразвуковий сигнал.

Недоліки ультразвукової візуалізації можуть бути частково вирішені за допомогою пасивних методів локалізації, заснованих на передачі ультразвуку. Частоти до 3 МГц є резонансними, що призводить до роздільної здатності приблизно 500 мкм та глибини проникнення 150-200 мм. Одним з варіантів відстеження медичного мікроробота може бути використання самого робота як випромінювач, маючи ультразвуковий перетворювач, який буде встановлений на ньому. Консольна або будь-яка інша. Випромінюваний сигнал буде прийматися набором приймачів, розміщених на поверхні тіла пацієнта.

Методи інфрачервоного та радіаційного випромінювання. Використання інфрачервоного (ІЧ) випромінювання для відстеження мікроробота вимагає, щоб він мав більш високу температуру своєї поверхні, ніж навколишні тканини тіла. Цього важко досягти, оскільки мікроробот має малу вагу, що призводить до майже миттєвої теплової рівноваги з навколишнім середовищем. Якщо мікроробот може підтримувати більш високу температуру, можливо, розщеплюючи глюкозу або переносячи гаряче радіоактивного джерела, тоді локалізація ІЧ стає можливою.

Метод радіаційного випромінювання (ПЕТ) включає короточасне введення в організм радіоактивного джерела, пов'язаного з метаболічно-активною

молекулою. Під час розпаду джерело випромінює позитрон, подальша взаємодія якого з електронами створює гамма-промені, які легко виявити [35]. У першу чергу ПЕТ використовується для локалізації пухлини. Можливо, ті самі радіоактивні ізотопи, що використовуються в ПЕТ, можуть бути включені до складу матерії з якої побудований мікроробот.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто наявні методи побудови мікророботів та підходи до керування ними. Було виявлено, що серед систем, які наразі використовуються для реальних медичних задач немає таких, які б повністю задовільняли висунутим вимогами проекту. Таким чином було прийнято рішення щодо розробки нового, більш ефективного форм-фактору корпусу робота, для більшої кількості можливих застосунків.

Щодо методів отримання зворотного зв'язку, було прийнято рішення використовувати комплексний підхід, який полягає у використанні двох джерел отримання інформації про положення та навколишнє середовище мікроробота. Використовуючи апарати комп'ютерної томографії та сонографу можливо створити безпечну та ефективну підсистему зворотного зв'язку.

Для обробки зображень, отриманих з апаратів доцільно використовувати алгоритми розпізнавання образів. Такий підхід забезпечить швидку та точну локалізацію робота у організмі людини. Одним з можливих алгоритмів є алгоритм нейронної згорткової нейронної мережі. Він часто застосовується для задачі розпізнавання образів. Також його можна застосовувати для ідентифікації ураженої тканини під час руху мікроробота. При застосуванні мережі для такої задачі користування системою стане ще простішим, оскільки знайти необхідне місце для впливу лікарською речовиною можна буде майже в автоматичному режимі.

3 РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ

Метою створення системи керування магнітним мікророботом є зменшення кількості випадків необхідності інвазивного втручання до тіла людини. Вирішеною прикладною задачею є процес транспортування, а саме доставка лікарських засобів у необхідне місце в організмі людини. При деяких онкологічних захворюваннях застосовується методика радіотерапії, яка являє собою вплив радіоактивними речовинами на злоякісні клітини [36]. При застосуванні розроблюваного пристрою для даного виду терапії можливо опромінювати тканину дуже локально невеликими дозами випромінюванням у важкодоступним місцях та без хірургічного втручання.

3.1 Опис принципу роботи системи

Зовнішньо основна частина приладу має форму тунелю та нагадує форму апарату МРТ. Людина розміщується всередині апарату, після чого у вену вводиться катетер, який забезпечує інтерфейс для введення та виведення робота у тіло людини. За допомогою комп'ютерної томографії виконується сканування тіла людини. На наступному етапі робот отримує частку лікарського препарату, який поступає через мікрошприц та приймається роботом. Після цього під впливом зовнішнього магнітного поля робот починає рух та потрапляє у тіло людини через катетер. У тілі людини виконується переміщення робота та захопленої ним мікрочастинки ліків по кровоносній системі завдяки магнітному полю. За допомогою систем зворотного зв'язку відстежується положення робота та генерується керуючий вплив, який, впливає на рух робота через згенероване магнітне поле. Досягнувши необхідної ділянки тіла робот зупиняється та деякий час впливає на тканину лікарським препаратом. Після виконання опромінення робот повертається у вихідне положення.

Отже, можна зауважити що, система складається з таких основних елементів:

- магнітний мікроробот;
- установка для генерації зовнішнього магнітного поля;
- засоби відстеження положення;
- блок управління системою.

Найважливішим елементом є магнітний мікроробот (зображений на рисунку 3.1), який представляє собою магнітну тканину сконфігуровану таким чином, щоб робот мав змогу приймати необхідні форми та виконувати певні дії.

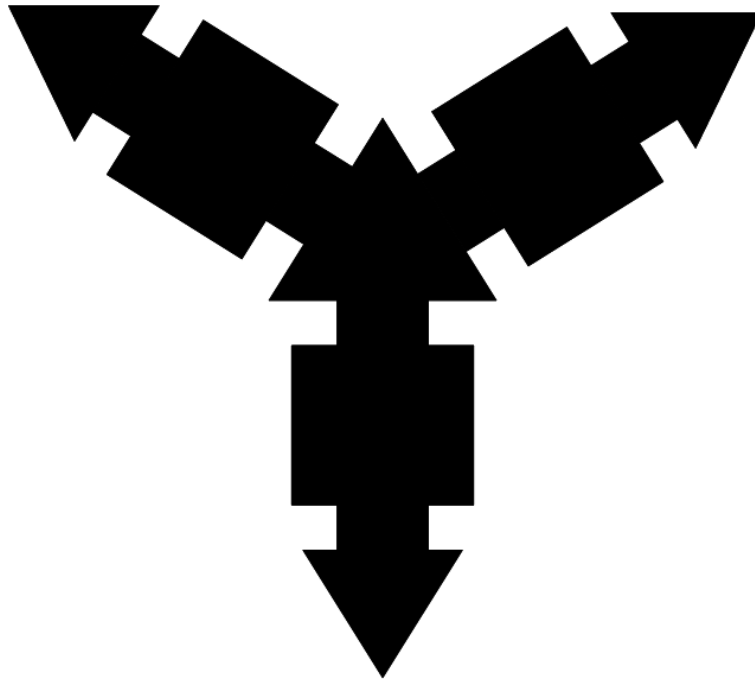


Рисунок 3.1 – Зовнішній вигляд магнітного мікроробота

Дана тканина виготовляється з використанням спеціального гідрогелю та дуже малих магнітних часточок (діполей). На початку виробництва гель знаходиться в рідкому стані, у нього розміщуються магнітні часточки та, за допомогою впливу зовнішнього магнітного поля та лазера, усі частки всередині гелю приймають фіксоване необхідне положення, оскільки гель переходить у

твердий стан під дією тепла. Таким чином утворюється тканина певної форми та певного розміщення магнітних мікрочастинок всередині, яка утворює корпус робота. Для транспортування лікарських препаратів робот повинен мати змогу фіксувати цю частинку, тому мусить мати певну форму [37].

З рисунку 3.1 видно, що робот має чотири основні частини: основу та три руки-захоплювача. Така конфігурація надає роботу можливість ефективно переміщуватись та переміщувати вантаж, у даному випадку – препарат для опромінення.

Для приведення робота у рух необхідно застосовувати зовнішнє магнітне поле. Воно виникає у електромагнітах, які встановлені у тунелі на чотирьох круглих напрямних. Усі напрямні рухомі, обертаються по колу і містять по шість електрокатушок на кожній. Також є інша напрямна, що рухає увесь тунель вздовж столу, де знаходиться людина. Така конструкція надає достатню кількість ступенів свободи для генерування необхідного магнітного поля.

Робот має два типи рухів: рухи руками-захоплювачами та обертання. Рухи руками-захоплювачами застосовуються для фіксування лікувального препарату. Для даної операції застосовується градієнт магнітного поля. Оскільки полюса мікромагнітів всередині корпусу робота напрямлені під різними кутами до поля згенерованого установкою то усі частки робота рухаються по-різному, тому основа робота залишається нерухомою, а руки згибаються причому під різним кутом у різних місцях. При зміні градієнту робот або підіймає руки-захоплювачі – відкривається або опускає – закривається. Для переміщення робота застосовується інший тип руху – обертання. У закритому стані корпус робота стає схожим на кулю, у разі знаходження у повітряному просторі він має змогу переміщуватись завдяки перекочуванню. Якщо робот знаходиться у рідинному середовищі він обертається відштовхуючись від рідини, оскільки його форма не є абсолютно правильною. У кожному з випадків обертання робота виконується завдяки зовнішньому обертовому магнітному полю.

Для отримання зворотного зв'язку у системі використовуються два типи сканування: комп'ютерна томографія та ультразвуковий метод (сонограф). Застосування декількох засобів відстеження положення робота обумовлюється обмеженнями системи які накладає взаємодія з тілом людини. Комп'ютерна томографія (КТ) має велику роздільну здатність та надає змогу отримати зображення у 3D форматі, тому її необхідно застосовувати для отримання точної моделі необхідної ділянки тіла. Ця модель буде використовуватись як мапа для навігації робота. Під час переміщення також можливо робити додаткові знімки для уточнення окремих місць. Але кількість часу, на протязі якого КТ впливатиме на людину, має бути фіксований, оскільки дана технологія базується на потужному рентгенівському випромінюванні, що є шкідливим у великих дозах.

Сонограф буде застосовуватись для миттєвого відстеження робота у тілі. Завдяки великій частоті оновлення та абсолютній безпеці для людини ультразвуковий метод ідеально підходить для цієї задачі [38]. Усі дані, що надходять з обох джерел оброблюватимуться за допомогою системи розпізнавання образів. Саме вона надаватиме кінцеву інформацію про положення робота, яка надходитиме до системи керування. Ця інформація необхідна для генерування керуючих рухом робота впливів та спостереження реакції тіла на роботу системи.

Виготовлений з магнітних часток мікроробот буде рухатись під дією зовнішнього магнітного поля, яке буде змінювати свої параметри в залежності від необхідного виду та напрямку руху робота або його складових частин. Запрограмовані 3D анізотропні ланцюги SPION (Superparamagnetic iron oxide nanoparticles) всередині мікроробота створюють магнітні моменти під дією прикладеного до них магнітного поля, яке в сукупності створює форму деформації робота.

Загалом, ланцюги SPION діють як магнітні диполі. Отже, під дією градієнта магнітного поля або під рівномірним магнітним полем руки-захолювачі

згинаються або вгору, або вниз в залежності від напрямку дипольного моменту в профілі робота. Крім того, SPION всередині робота також створює локальну механічну анізотропію, вона надає суттєву перевагою при керуванні роботом [39-40]. Під її дією спостерігається збільшення кута вигину рук-захоплювачів зі збільшенням прикладеної напруженості магнітного поля. Великий кут згибання необхідний, для захоплення вантажу. Коли зовнішнє магнітне поле вимкнено, робот повертається у початковий стан.

Для руху мікроробота застосовуються як обертове магнітне поле, так і градієнт магнітного поля, які забезпечують реконфігуровані режими руху. Під дією обертового магнітного поля, робот також починає обертатись навколо вантажу і котитися по поверхні до необхідного місця. Обертове магнітне поле генерується магнітною установкою, вона може переміщувати у просторі та обертати магніти, а також змінювати градієнт магнітного поля. Для обертання робота, утворюється крутий момент обертового магнітного поля напруженістю 25 мТл.

Однак такий рух обмежений середовищем, у разі коли виникають перешкоди, робот немає змоги рухатись далі у такий спосіб. Для перетинання перешкод використовуються магнітний градієнт, який дає роботу можливість переміщуватись не перекочуючись, а підійматись над перешкодою [40-41].

Коли робот наблизився вантажу, до його рук-захоплювачів також застосовується магнітний градієнт, налаштовуючи його робот має змогу захопити вантаж. Коли робот пройшов через перешкоду, прикладене магнітне поле знімається для звільнення вантажу. Спроектований магнітний робот може захоплювати та переміщувати вантажі масою приблизно у 10 мг.

Висновки до розділу

Таким чином під дією магнітних полей, які згенеровані спеціальною установкою мікроробот може переміщуватись по кровоносній системі людини. Така конструкція корпусу робота надає змогу керувати його переміщенням використовуючи частоту обертання магнітного поля та його градієнт, що за наявності зворотного зв'язку не представляється складною задачею. Також під час руху робота необхідно враховувати вплив руху крові на його корпус. Оскільки розміри та вага приладу невеликі то навіть такі сили будуть впливати на траєкторію та швидкість переміщення всередині людського тіла.

4 АНАЛІЗ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ КЕРУВАННЯ РОБОТОМ

Як вже було описано, для налагодження зворотного зв'язку з роботом будуть застосовуватись методи сканування тіла: комп'ютерна томографія та ультразвуковий метод. Зазвичай зображення, які надходять з сонографів, мають монохромне зображення та низьку роздільну здатність. Тому на знімках спостерігається розмивчате зображення, а отже важко відрізнити область робота від дуже схожих областей тканин людини. Точність діагностики УЗД при виявленні захворювань дуже залежить від досвіду та когнітивних можливостей лікаря-діагноста [42]. Через вплив суб'єктивних факторів, як правило, існує багато відмінностей у оцінках ультразвукових зображень для різних діагностів. Тому локалізація робота за допомогою ультразвуку є нетривіальною задачею. Для вирішення цієї задачі буде використано технології машинного навчання.

Імітуючи зір людини, комп'ютерний зір має переваги високої швидкості виявлення та низької вартості. Технологія комп'ютерного зору часто використовується в області швидкої інтелектуальної обробки зображень, таких як класифікація зображень та виявлення об'єктів [43-44]. На ранній стадії розвитку комп'ютерного бачення дослідники зосереджувались на розробці алгоритмів:

- метод опорних векторів;
- метод k-найближчих сусідів;
- дискримінантний аналіз.

Робота цих алгоритмів базується на обробці кольорових зображень високої якості. Такі алгоритми дійсно доцільні, але вимагають високоякісних даних для навчання. До того ж методи отримання зображень такого типу засновані на радіаційному опроміненні, тому не можуть бути багаторазово застосовані до одної людини, що необхідно для відстеження прогресу та навчання моделі або для відстеження об'єктів у реальному часі [45]. Оскільки виникали проблеми зі

збором первинних даних підхід також зазнав певних обмежень у розвитку. При застосуванні інших методів отримання знімків були виявлені такі негативні артефакти:

- низька якість зображення;
- скручування зображення;
- перевертання зображення;
- засвітлення;
- пошкодження;
- шуми.

При використанні у вищезазначених алгоритмах ефективність їх роботи значно зменшувалась, тому необхідно було застосовувати більш нові підходи до класифікації та інтерпритації даних. Одним з таких підходів є згорткова нейронна мережа (Convolutional neural network, CNN). Наразі алгоритми згорткових нейронних мереж найчастіше застосовуються при аналізі зображень [46]. Структура мережі та використання спільних ваг робить її схожою на нейронну мережу у мозку людини. Завдяки використанню спільних ваг CNN зменшує складність моделі мережі.

Оскільки алгоритми згорткових нейронних мереж найбільш ефективні для вирішення задачі обробки та аналізу зображень саме вони будуть застосовуватись у системі для отримання зворотного зв'язку з мікророботом у тілі людини. Для коректної роботи підсистеми аналізу зображень необхідно виконати: розробку структури мережі, отримання даних для навчання мережі, отримання класифікуючої моделі.

Перш за все необхідно визначитись яку саме структуру матиме нейронна мережа для вирішення наявної задачі. Для цього розглянемо принцип роботи алгоритму. Маємо N навчальних зразків, визначених:

$$\{(x_i, y_i)\}_{i=1}^N, \quad (4.1)$$

де \mathcal{X} позначає певну область зображення, \mathcal{Y} позначає мітку цієї області. За допомогою проведення навчання алгоритм CNN може визначити модель F , яка відображає взаємозв'язок між вхідними векторами x та вихідними векторами y . Процес навчання включає два етапи, етап прямого розповсюдження та етап зворотного розповсюдження. На фазі прямого розповсюдження, коли навчальний зразок (x_i, y_i) подається як вхідний параметр у мережу, значення \mathcal{X} поступово передається з вхідного рівня мережі на вихідний рівень. Наприкінці етапу, отримуємо вихідні дані o_i . Вищеописаний процес можна сформулювати у вигляді формули:

$$o_i = F_L(\dots)F_2(F_1(x_i w_1)w_2)\dots w_L), \quad (4.2)$$

де L – кількість шарів мережі, w_j – вага вектору j -го шару F_j . F_j – сукупність послідовних шарів нейронної мережі, які виконують функції:

- згортки;
- активації;
- об'єднання (сабдискретизації);
- повного з'єднання.

Згортковий шар є базовим шаром у алгоритмі CNN, саме у ньому проходять найважливіші обчислення. На вхід потрапляє первинна інформація (у даному випадку певна область зображення). Первинна інформація потрапляє до детектора ознак, він також називається ядром або фільтром. Задачою детектора є перевірка сприйнятих на вхід даних та виявлення чи характерна ділянка зображення шуканому на знімку об'єкту (у випадку розроблюваної системи

мікророботу або його окремії частині). Саме цей процес називається згорткою, від чого пішла назва алгоритму.

Скалярний результат кожної згортки потрапляє до функції активації, яка представляє собою певну нелінійну функцію. Функція описує залежність вихідного значення нейрона від значення на вході.

Об'єднання шарів (сабдискретизація), виконується для зменшення розмірності, зменшуючи кількість параметрів на вході. Подібно до згорткового шару, операція об'єднання виконує функцію фільтрації по всіх входах, але фільтр не має жодних ваг. Натомість ядро цього шару застосовує функцію агрегування до значень рецептивного поля. Існує два основних типи об'єднання:

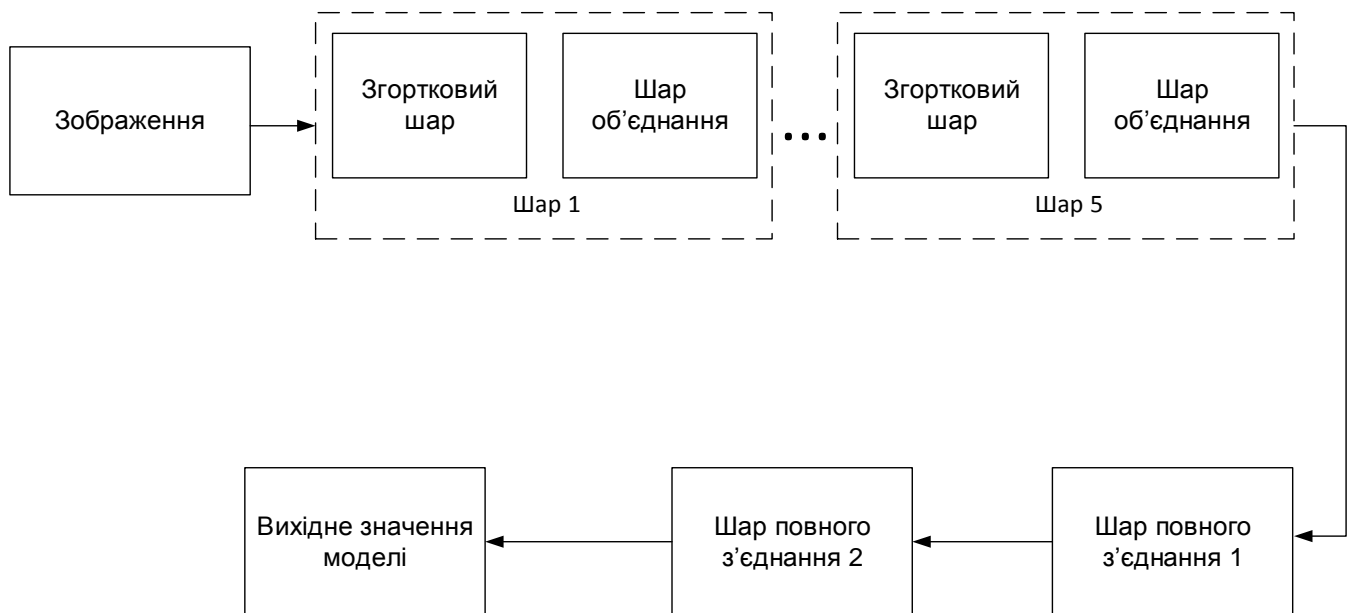
1. Максимальне об'єднання. Перебираючи усі входні значення, фільтр обирає значення, подане на вхід (у даному випадку певну область зображення) з максимальним значенням певного критерію для відправки у вихідний масив.
2. Середнє об'єднання. Фільтр обчислює середнє значення серед пікселів певної ділянки зображення, яке надсилається у вихідний масив.

Після кількох шарів згортки та об'єднання інформація у алгоритмі перетворюються з набору пікселів зображення з високою роздільною здатністю до більш абстрактних наборів ознак, як правило з кожним наступним шаром число каналів збільшується, розмірність зображення в кожному каналі зменшується. Зрештою залишається великий набір каналів, що зберігають невелику кількість даних, які інтерпретуються як певні ознаки, виявлені з вхідного зображення. Ці дані об'єднуються і передаються на звичайну повнозв'язну нейронну мережу, яка теж може складатися з декількох шарів [47]. При цьому повнозв'язні шари вже втрачають просторову структуру пікселів і мають відносно невелику розмірність, порівнюючи з первинною.

Для отримання значень вагів використовується наступна формула:

$$\min_{w_1, w_2, \dots, w_L} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N l(o_i, y_i), \quad (4.3)$$

де l – функція перехресної ентропії. Задача оптимізації (4.3) вирішується за допомогою методів зворотного розповсюдження та стохастичного градієнтного спуску. Після отримання значення ваг та визначення кількості шарів згортки можна визначити загальну структуру згорткової нейронної мережі. Структуру отриманої згорткової мережі зображено на рисунку 4.1.

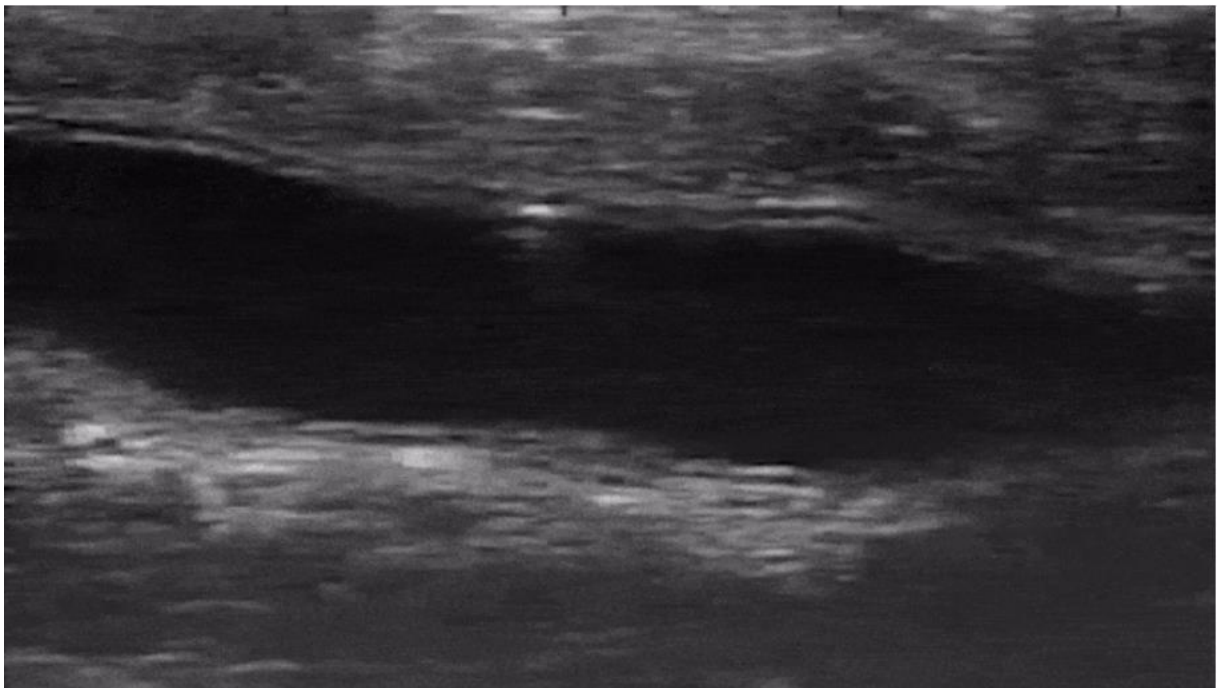


Рисункок 4.1 – Структура згорткової нейронної мережі для аналізу зображень

Після визначення загальної структури мережі необхідно визначитись з джерелом даних для її навчання. Для побудови моделі, яка б коректно аналізувала зображення для виявлення мікророботів у тілі людини необхідно забезпечити тренування мережі даними, що відповідають поставленій задачі. Для цього на зображення накладаються певні обмеження. Перш за все зображення мають бути отримання шляхом сканування тіла людини за допомогою ультразвуку. По-друге

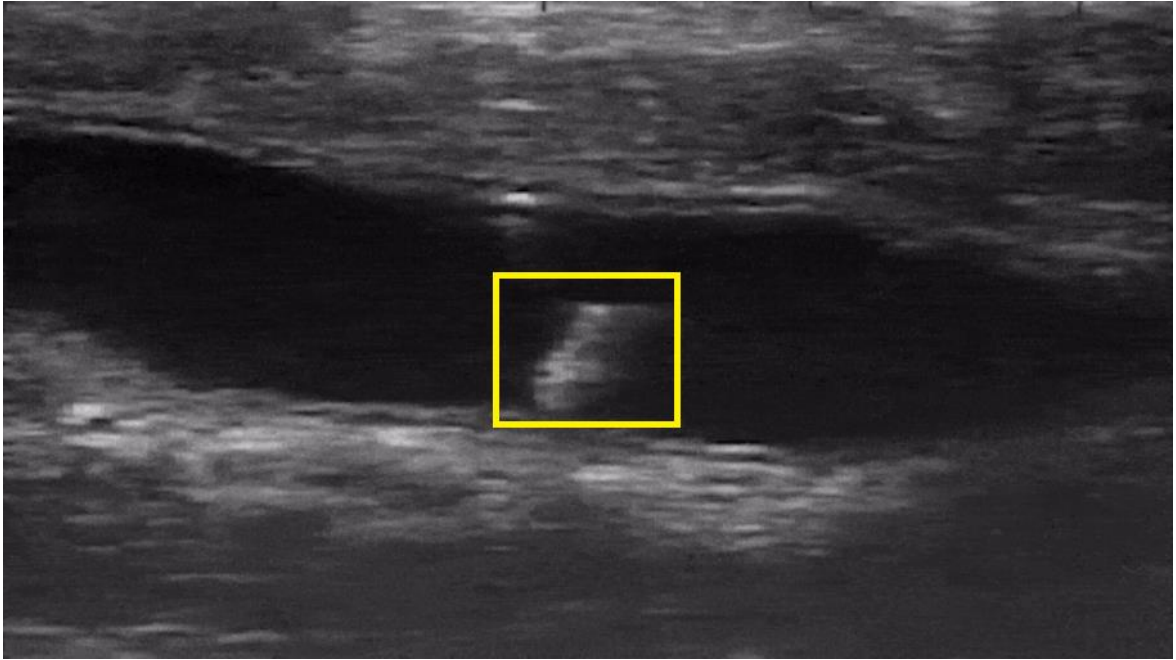
на зображеннях мають знаходитись роботи, які будуть мати таку ж форму як і у розроблюваній системі. По-третє роботи мають знаходитись у різних положеннях на знімках. При дотриманні цих обмежень алгоритм аналізу матиме високу точність та зможе відстежувати не лише положення а й орієнтацію відносно тіла.

Оскільки обмеження до тренувальних даних відносно жорсткі, а доступ до медичних даних є конфіденційною інформацією необхідно створити навчальну вибірку самостійно. Для кращої роботи алгоритму необхідно забезпечити його тренування на якомога більшій кількості зразків даних. Під зразками даних мається на увазі різні положення робота відносно тіла та різні види тканини. На рисунках 4.2, 4.3 та 4.4 зображено можливі варіанти знімків для тренування алгоритму.



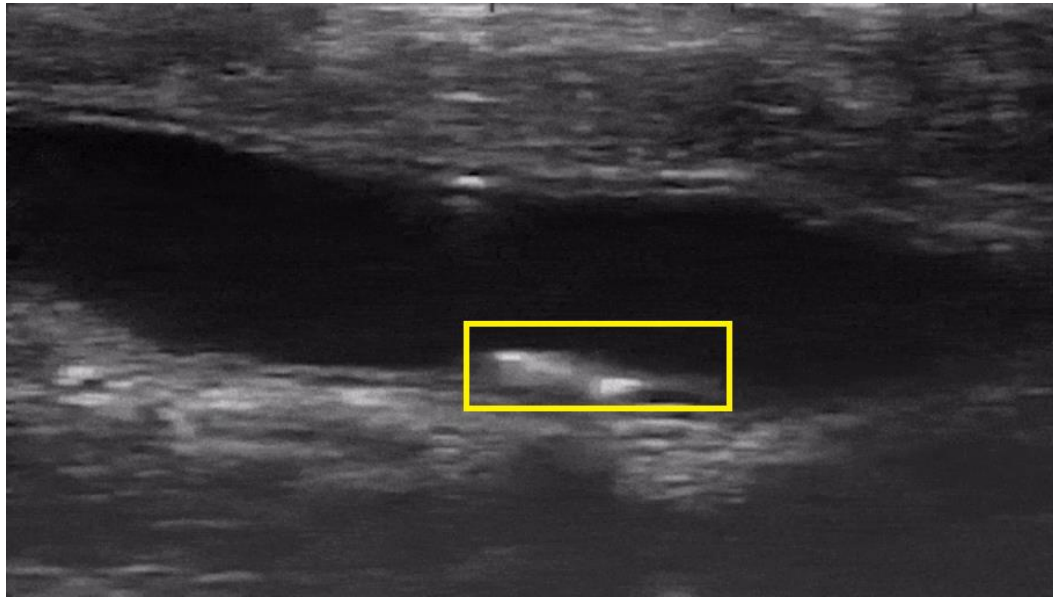
Рисункок 4.2 – Зображення з ультразвукового апарату за відсутності
робота у тілі

На рисунку 4.2 зображено знімок ультразвукового апарату без наявного робота у тілі.



Рисункок 4.3 – Зображення з ультразвукового апарату з мікророботом у тілі людини у момент часу t_1

З рисунку 4.3 зображено знімок УЗД тіла людини з мікророботом у певний момент часу. Оскільки мікроробот переміщується за допомогою перекочування у різні моменти часу він знаходиться на знімках у різних положеннях відносно тіла людини та постійно змінює орієнтацію відносно нього. З рисунку 4.4 видно, що з плином часу, при впливі зовнішнього магнітного поля робот змінив положення відносно першого стану, зображеного на рисунку 4.3. Задачею алгоритму аналізу зображень у даній системі є розпізнавання робота серед інших видів об'єктів та виявлення зміни положення мікроробота у тілі. Таким чином необхідно розпізнати мікроробот на усіх зображеннях, які його містять та визначити напрямок переміщення робота відносно його початкового та попереднього станів.



Рисункок 4.4 – Зображення ультразвукового апарату з мікророботом у тілі людини у момент часу t_2

Для отримання подібних даних для проведення тренування алгоритму необхідно застосовувати синтетичні замітники тканини, які нагадують тканини у організмі людини з точки зору ультразвукового методу сканування. Немає можливості проводити збір даних у тілі людини, оскільки на етапі розробки системи немає ланки, яка відповідає за зворотній зв'язок з роботом у тілі, адже саме для цього розробляється даний алгоритм аналізу. За відсутності інформації про положення робота неможливо проводити точне керування роботом, а тому є можливість втрати робота у організмі.

При отриманні необхідної кількості даних для тренування (існуючі застосування вимагають принаймні 300 наборів знімків у людей різної статі та віку) необхідно виконати розмітку наявних зразків. Розміткою у даному випадку є виділення мікроробота на знімку. Це необхідно для того щоб під час тренування мережа розуміла, де дійсно розташований шуканий об'єкт та у якому положенні він знаходиться. Після тренування алгоритму він може бути застосований для аналізу положення робота у тілі людини. З надходженням нових даних та після

тестування наявної моделі можливо проводити корекцію ваг для покращення результату роботи.

Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто метод для аналізу положення мікроробота у тілі людини для встановлення зворотного зв'язку. Було проаналізовано усі сучасні діходи до вирішення завдання та розроблено структуру згорткової нейронної мережі для виявлення об'єкту. Також було описано метод отримання первинних даних для тренування мережі та їх постобробки.

5 РОЗРОБЛЕННЯ ТА ОПИС СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

Систему керування магнітним мікророботом загально можна розділити на: мікроробот, підсистема магнітної взаємодії, підсистема зворотного зв'язку. Мікроробот представляє майже елементарну частину системи, тому більш докладно у даному розділі будуть описані підсистеми магнітної взаємодії та зворотного зв'язку. Опис побудови системи зображено на структурній схемі. Дана схема представлена у додатку В і представляє те, як пов'язані між собою окремі елементи, як виконується керування та передається інформація. Усю структуру системи можна розділити на такі модулі: модуль давачів, модуль виконавчих пристроїв, модуль перетворення та узгодження, модуль обчислень, модуль вводу / виводу. Кожен із модулів у свою чергу також складається з окремих елементів. Модуль давачів складається з таких елементів:

- давачі керування обертів двигунів магнітних напрямних;
- давач керування обертів двигуна поздовжнього переміщення;
- давач сили магнітного потоку;
- давачі вектору магнітного потоку;
- давач магнітної проникності;
- давач ультразвукової проникності;
- газові детектори (КТ);
- твердотілі детектор (КТ).

Блок давачів керування двигунів магнітних напрямних містить чотири давача обертів. Вони необхідні для отримання інформації про частоту обертів кожного рушійного двигуна для порівняння з необхідною частотою для забезпечення підтримки необхідного магнітного поля. Дачі даного блоку підключені до обчислювального пристрою через блок перетворення.

Дач керування двигуна поздовжнього переміщення необхідний для отримання інформації про частоту обертів кожного рушійного двигуна для

порівняння з необхідною частотою для забезпечення підтримки необхідного положення пацієнта під магнітним тунелем.

Давач сили магнітного потоку необхідний для забезпечення обчислювального пристрою інформацією про силу магнітного потоку, який застосовується до робота.

Давач вектора магнітного потоку застосовується для обчислювального пристроєм інформації про вектор магнітного потоку, який застосовується до робота.

Давач магнітної проникності застосовується для отримання інформації щодо миттєвої магнітної проникності тіла людини для кращого керування магнітним роботом.

Давач ультразвукової проникності застосовується для отримання інформації щодо миттєвої ультразвукової проникності тіла людини для кращого керування магнітним роботом, завдяки опрацюванню завад.

Газові та твердотілі детектори КТ необхідні для належної роботи КТ, для розроблення моделі тіла людини.

Блок виконавчих приладів складається з наступних елементів:

- блок двигунів оберту магнітних напрямних;
- двигун поздовжнього переміщення;
- котушки генерації магнітного поля;
- трансформатор;
- блок керування частотою змінного струму;
- електронно-променева трубка (КТ);
- генератор (КТ);
- випромінювач-детектор (сонограф).

Блок двигунів оберту магнітних напрямних містить чотири двигуни. Вони необхідні для обертання магнітних напрямних для налаштування необхідного магнітного поля.

Двигун поздовжнього переміщення необхідний для переміщення магнітного тунеля над пацієнтом, для налаштування необхідного магнітного поля.

Котушки генерації магнітного поля необхідні для генерування магнітного поля необхідної потужності для впливу на магнітний робот.

Трансформатор необхідний для налаштування необхідної потужності для коректної роботи котушок генерації магнітного поля та підбору потужності магнітного поля.

Блок керування частотою змінного струму необхідний для налаштування змінного струму для коректної роботи котушок генерації магнітного поля та підбору частоти оберту магнітного поля.

Електронно-променева трубка та генератор КТ необхідні для створення та випромінювання електронів, які необхідні для дослідження тіла людини та побудови моделі.

Випромінювач-детектор (сонограф) використовується для генерації та поглинання ультразвукових хвиль для локалізації робота у тілі людини з ціллю кращого керування ним.

Блок пристроїв вводу / виводу містить наступні елементи:

- запам'ятовуючий пристрій;
- блок обробки інформації (КТ);
- блок обробки інформації (сонограф);

Запам'ятовуючий пристрій забезпечує збереження інформації про дослідження, яка надходить з усіх відповідних джерел. Якщо ділянка тіла, яку необхідно дослідити невелика, то інформація може зберігатися у повному обсязі

до самого кінця дослідження у блоках обробки інформації. Якщо ділянка велика – частина інформації може бути передана до центру постобробки та видалена. Зчитування інформації з даного пристрою може виконуватись за допомогою швидкісного інтерфейсу передачі даних. Він буде під'єднаний до блоків обробки інформації. Даний інтерфейс забезпечить доступ до інформації, без передачі до центру постобробки. Це може бути корисним у деяких надзвичайних для системи ситуаціях. Вона може бути налаштована таким чином, щоб у разі доступу до пристрою збереження даних робота небажаних об'єктів усі данні видалялись автоматично.

Блок обробки інформації (КТ) та блок обробки інформації (сонограф) забезпечують постобробку інформації, яка надана з цих двох пристроїв. На її основі можна віднайти не тільки модель тіла, але ще й дізнатися те як воно поводить ся у часі. За допомогою технології машинного розпізнавання образів можливо побудувати повну мапу по якій має рухатись мікроробот та відстежувати його рухи у режимі реального часу, що дозволить ефективно керувати роботом. Також, з плином часу інформація про мапу оновлюватиметься, оскільки можливі неточності при певинній побудові моделі та мінімальна зміна положення людини. Дані блоки мають брати на себе частину обчислювального навантаження з обчислювального пристрою, оскільки операції обробки зображень вимагають досить великої потужності.

Найголовнішим елементом системи є обчислювальний пристрій. Він збирає усю інформацію та генерує керуючі сигнали до виконавчих приладів. В умовах розроблюваної системи вимоги до обчислюваного пристрою досить високі, оскільки обсяг та формат вхідних даних потребує великої обчислювальної спроможності. При обробці зображень для розпізнавання образів необхідний швидкий та надійний пристрій, який матиме змогу отримувати, корегувати та надавати інформацію щодо положення магнітів та сили їх магнітного поля, аби впливати на робота найоптимальнішим чином. Обчислювальний пристрій

пов'язаний з давачами та виконуючими пристроями через блоки перетворення та узгодження аби приймати та передавати лише цифровий сигнал. Це полегшує взаємодію з периферійними приладами та дає змогу більш швидко та якісно оперувати інформацією.

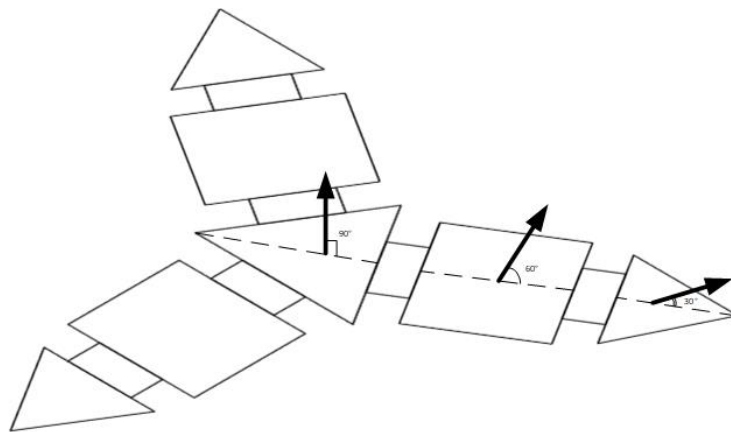
Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто загальну структуру системи, її основні складові частини та їх зв'язок один з одним. На даному етапі проектування є уявлення про те, якими характеристиками мають обладати усі елементи системи, такі як: давачі, мікроконтролери, двигуни і т. д. Розроблена загальна схема керування роботом. Вона виконана у класичному вигляді, коли використовується один обчислювальний пристрій, який бере на себе обробку усіх основних потоків інформації у системі. Цей пристрій має забезпечувати обробку інформації різних підсистем робота: підсистеми підтримки руху, підсистеми дослідження, підсистеми виконавчих приладів та підсистеми вводу / виводу інформації.

6 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ СИСТЕМИ

6.1 Розроблення математичної моделі системи

Для опису моделі системи керування магнітним мікророботом необхідно сформулювати з яких елементів складається система та як вони взаємодіють між собою. У більш абстрактному розумінні система складається з двох основних елементів: магнітного робота та магнітного тунелю. Робот знаходиться всередині тіла людини та за допомогою зовнішнього магнітного поля, створеного магнітним тунелем переміщується та деформується для того щоб доставити лікарські перепрати до певного органу людини. Магнітний тунель складається з певної кількості рухомих електромагнітів, які мають змогу рухатись трьома ступенями свободи. Така конструкція дозволяє отримати усі конфігурації магнітного поля, необхідні для переміщення робота. Загально, сам мікроробот являє собою матерію, що складається з магнітних мікрочастинок. Полюси цих частинок направлені у просторі таким чином, щоб при потраплянні робота під дію зовнішнього магнітного поля робот деформувався певним чином. Форму робота та направлення магнітних часточок зображено на рисунку 6.1.



Рисункок 6.1 – Зовнішній вигляд магнітного мікроробота

Як можна побачити, мікрочастинки в базисній частині корпусу робота напрямлені під кутом у 90° до нормалі, у середній частині під кутом у 60° та у кінцевих частинах – у 30° . Також кожна частина має різну кількість магнітних часточок. Базисна частина містить близько однієї тисячі, кожна з середніх частин по три тисячі і кожна кінцева – по дві тисячі часток. Така конфігурація матерії дозволяє належним чином деформувати та переміщувати робота.

Описавши загальну структуру системи та маючи конкретну прикладну задачу, потрібно більш детально описати що саме та яким чином має виконувати система для взаємодії з роботом. У рамках задачі транспортування медичних препаратів робот мусить виконувати дві базові дії. Перша дія – переміщення (перекочування) самого мікроробота в біологічному середовищі. Для цієї базової дії необхідно застосувати до робота обертове магнітне поле, яке, взаємодіючи з магнітним полем робота буде створювати момент, перекочуючи його, оскільки у закритому стані він матиме форму близьку до сферичної. Другою базовою дією є закривання та розкривання корпусу робота, що дозволяє захоплювати лікарський препарат для подальшого переміщення. Під закриванням та розкриванням розуміється, що мікроробот буде змінювати кут нахилу його середніх та кінцевих частин (сукупність цих частин називається руками робота) відносно базисної. Для того щоб коректно керувати таким рухом необхідно виявити залежність характеристик зовнішнього магнітного поля та відповідної деформації корпусу робота. Отже, для виведення необхідної залежності знайдемо потік магнітного поля, який має виникати у підсистемі магнітного тунелю. Магнітний потік визначається співвідношенням

$$\Phi = B_{ext} S_{ext}, \quad (6.1)$$

де B_{ext} – магнітна індукція котушки зовнішнього магнітного поля, S_{ext} – площа зовнішнього магнітного поля.

Для того щоб знайти магнітний потік необхідно обчислити магнітну індукцію зовнішнього поля. Для цього проаналізуємо які сили прикладені до робота під час його деформації. Перш за все прикладена сила взаємодії магнітних часточок у корпусі робота та зовнішнього магніта. Також прикладена сила опору. Оскільки робот знаходиться у рідинному середовищі такий вид опору буде більшим ніж у повітряному, але він все одно залишається не дуже великим через те що площа поверхні корпусу робота відносно невелика. Також прикладена сила тяжіння, але вона також є доволі незначною зважаючи на те, що маса робота незначна. Таким чином взаємодію усіх сил можна описати наступним виразом

$$F = \frac{B_{ext}B_tS}{2\mu} - \frac{\rho S v^2}{2} - mg, \quad (6.2)$$

де B_{ext} – магнітна індукція котушки зовнішнього магнітного поля, B_t – загальна магнітна індукція робота, S – площа поверхні робота, μ – магнітна проникність тіла людини, ρ – густина крові, v – середня швидкість переміщення робота, m – маса робота, g – постійна гравітаційна стала.

З формули (6.2) магнітна індукція зовнішнього магнітного поля визначається як

$$B_{ext} = \frac{\left(\frac{\rho S v^2}{2} + mg + ma \right) 2\mu}{SB_t} \quad (6.3)$$

Для знаходження магнітної індукції зовнішнього поля необхідно знайти магнітну індукцію поля корпусу робота. Її можна обчислити як сумарну магнітну індукцію усіх часточок у корпусі робота:

$$B_t = \sum_i^{x_n} \sum_j^{y_n} \sum_k^{z_n} B_{ijk} \quad (6.4)$$

Але такий вираз не є вірним у повній мірі, оскільки тут не враховується декілька факторів. Перш за все, як вже було зазначено, усі часточки, в залежності від положення у корпусі робота, напрямлені під різними кутами до нормалі. Наступним фактором є те, що концентрація часточок у різних частинах корпусу робота відрізняється. Також необхідно врахувати, що часточки, які знаходяться у базисній його частині не впливають на даний вид руху. З урахуванням наведених міркувань загальна магнітна індукція усіх часточок у корпусі робота визначається співвідношенням

$$B_t = 0,6N_t B_1 \cos 60^\circ + 0,4N_t B_1 \cos 30^\circ \quad (6.5)$$

Цей вираз враховує усі вищеперераховані фактори. У ньому 0,6 та 0,4 відображають відсоткове відношення частинок у різних частинах робота, окрім базисного модуля. Ця сукупність позначена N_t . З виразу (6.5) видно, що невідомою залишається змінна B_1 . Вона позначає магнітну індукцію однієї часточки у корпусі робота та описується наступним виразом.

$$B_1 = \frac{\mu}{4\pi r^3} \left(\frac{3R^2 M}{r^2} - M \right) \quad (6.6)$$

де μ – магнітна проникність тіла людини, r – радіус однієї магнітної частинки, R – відстань від магнітного мікроробота до зовнішнього магнітного поля, M – магнітний момент однієї магнітної мікрочастинки.

У цій формулі виражено розподіл магнітної індукції поверхнею частинки через магнітний момент. Магнітний момент частинки відомий, оскільки надається виробником. Отже, маючи усі необхідні вирази, є можливість вивести

кінцеву формулу для знаходження магнітного потоку зовнішнього магнітного поля.

$$\Phi = \frac{\rho S v^2 + 2mg + 2ma}{S_{ext} N_t \times (0,6 \cos 60^\circ + 0,4 \cos 30^\circ) \times \frac{1}{4\pi r^3} \left(\frac{3R^2 M}{r^2} - M \right)} \quad (6.7)$$

Підставивши, усі відомі змінні маємо змогу розрахувати значення магнітного потоку для підйому рук робота. Маємо наступні значення: густина крові $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$; площа поверхні робота $S = 2,5 \times 10^{-6} \text{ м}^2$; швидкість руху руки робота $v = 10^{-3} \text{ м/с}$; маса робота $m = 2 \times 10^{-3} \text{ кг}$; постійна гравітаційна стала $g = 9,8 \text{ м/с}^2$; прискорення руки робота при підйомі $a = 10^{-3} \text{ м/с}^2$; площа котушки зовнішнього електромагніту $S_{ext} = 0,2 \text{ м}^2$; загальна кількість магнітних часточок, які задіяні при підйомі руки робота $N_t = 15000$; $\pi = 3,14$; радіус однієї магнітної частинки $r = 2 \times 10^{-6} \text{ м}$; відстань від магнітного мікроробота до зовнішнього магнітного поля $R = 0,3 \text{ м}$; магнітний момент однієї магнітної мікрочастинки $M = 2,1 \times 10^{-26} \text{ Ам}^2$. Отримане значення магнітного потоку зовнішнього магнітного поля становить $\Phi = 0,01 \text{ Вб}$. Таке значення необхідне для максимального підйому рук робота догори. У разі, якщо необхідно деформувати робота таким чином, щоб руки були відкриті не повністю, а на менший кут необхідно пропорційно зменшити значення магнітного потоку. Для більш точних відношень між кутом відхилення рук-захоплювачів від базисної частини до зовнішнього магнітного потоку згенерованого магнітного поля необхідно провести експериментальне дослідження. У наступному розділі буде проведено моделювання роботи системи за визначеними законами.

6.2 Моделювання роботи системи у пакеті MATLAB

Після формулювання фізичних законів за якими будуть взаємодіяти елементи системи необхідно виконати моделювання поведінки системи у віртуальному середовищі. Модель була побудована у пакеті MATLAB/Simscare. Перш за все необхідно зауважити, що даний пакет має певні обмеження. Вони пов'язані з тим, що основною задачею цього пакету є моделювання руху механічних приладів. Оскільки розроблюваний мікроробот виконує механічні рухи під впливом магнітної взаємодії, а не завдяки електродвигунам, пневматичним або гідравлічним приладам, які характерні для механічних систем, модель використовує весь наявний функціонал тулбоксу Simscare. Як зазначалося, розглянутий підхід лише нещодавно став активно досліджуватись, тому наразі немає спеціалізованих засобів моделювання які б надавали більше можливостей для моделювання подібних процесів.

Оскільки даний пакет призначено для моделювання механічних систем, тому розроблювана магнітна система представлена у вигляді механічних елементів, але керується за описаними вище фізичними законами.

Модель робота складається з тих самих семи частин, які були описані при побудові математичної моделі. Між собою ці частини пов'язані завдяки елементам пакету, що називаються ступенями свободи. Дані елементи забезпечують необхідний рух усіх частин робота відносно одна одної та зовнішнього простору. Закони, за якими цей рух виконується залежать від того як налаштовані дані елементи та які сигнали вони отримують на вхід. Вхідні сигнали у свою чергу генеруються моделлю зовнішнього магнітного поля за формулами математичної моделі.

Модель системи складається з двох частин: магнітного робота та магнітного тунелю та представлена на рисунку 6.2.

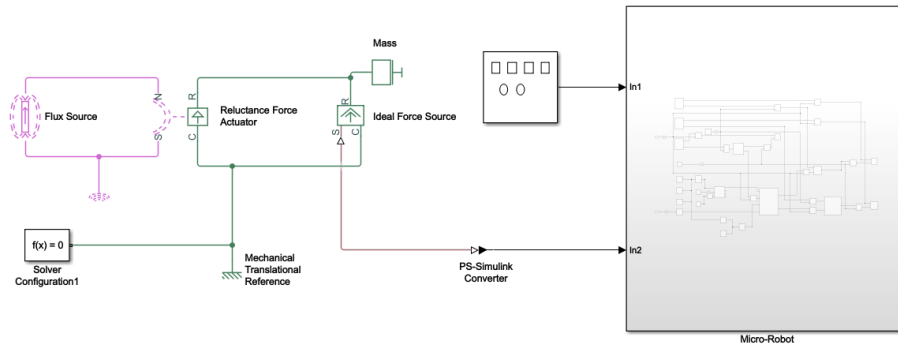


Рисунок 6.2 – Модель системи керування магнітним мікророботом

Для більшої абстракції магнітний тунель у моделі представляє собою електромагніт, який змінює магнітний потік та своє положення у просторі. На рисунку 6.1 видно ці два базові параметри, які приходять до підсистеми Micro-Robot, яка безпосередньо моделює рух робота. Підсистема моделювання руху робота зображена на рисунку 6.3.

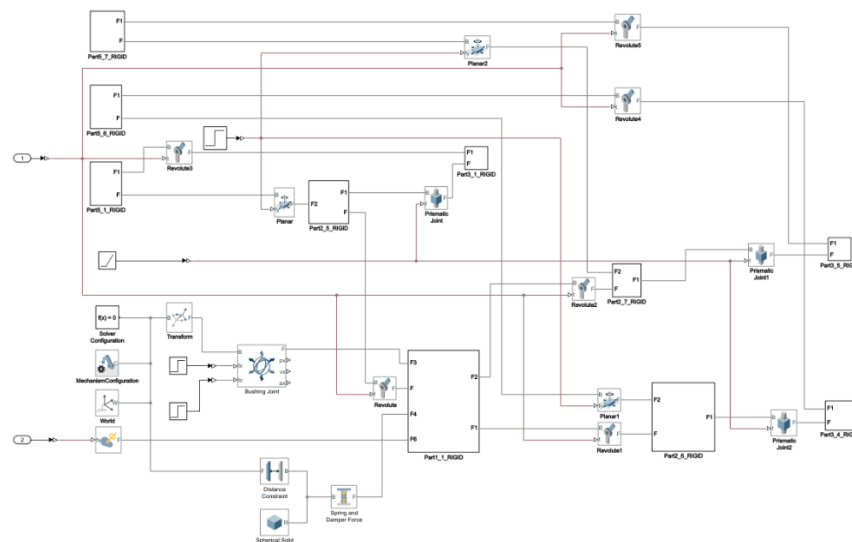


Рисунок 6.3 – Підсистема моделювання руху робота

Загально підсистема моделювання руху робота також складається з декількох підсистем та елементарних блоків, кожна з яких описує переміщення у просторі окремої частини робота. Таким чином на схемі є одна підсистема яка

відповідає за переміщення базисного елемента корпусу робота та по три середніх та кінцевих частини для кожної руки-захоплювача.

Підсистема переміщення базисної частини зображена на рисунку 6.4.

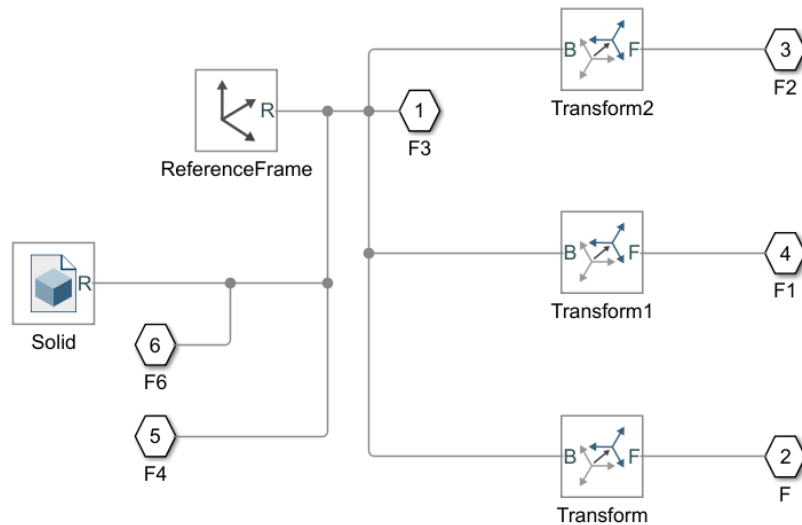


Рисунок 6.4 – Підсистема моделювання руху базисної частини робота

Базисна частина переміщується у просторі та має три ступені свободи. Для кожного з них використовується блок Transform. Він визначає з якою швидкістю та у якому напрямку буде переміщатися елемент в залежності від впливу зовнішнього магнітного поля. Налаштування цих блоків виконується з середовища Matlab. За допомогою блоку Reference Frame підсистема базисної частини має зв'язок з іншими підсистемами моделювання. Блок Solid містить інформацію про відображувану модель базисної частини робота. Ця частина є візуальною складовою підсистеми та відображається при симуляції процесу. Форма елемента, який вібражається була спроектована в середовищі 3D моделювання Solidworks. Безпосередньо у блоці можливо зробити мінімальні налаштування для відображення часитини у разі необхідності. Налаштування блоку Solid зображено на рисунку 6.5.

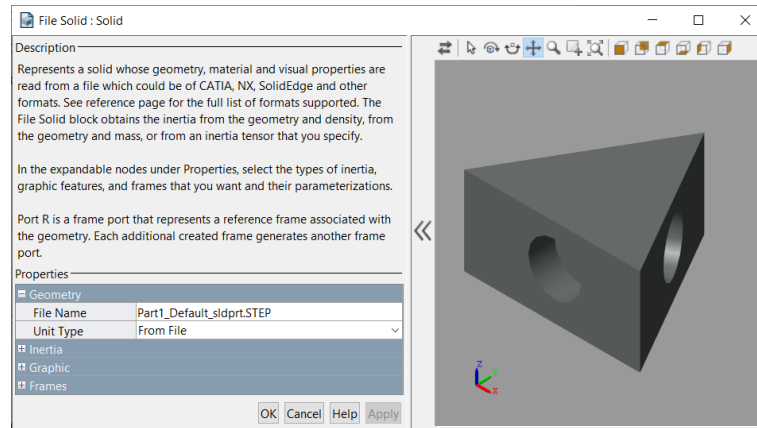


Рисунок 6.5 – Налаштування блоку відображення базисної частини робота

Також у підсистемі містяться входи та виходи, які забезпечують отримання та передачу інформації про положення та необхідний рух базисної частини.

Підсистема середньої частини робота зображена на рисунку 6.6.

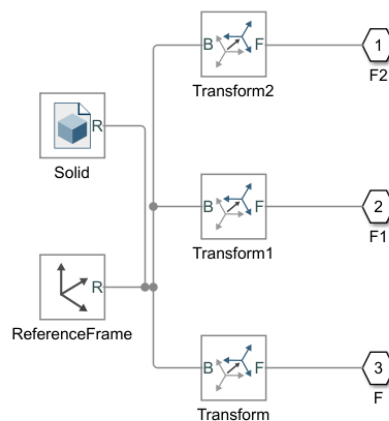


Рисунок 6.6 – Підсистема моделювання руху середньої частини робота

Даний блок моделює рух середньої частини робота. Блоки Transform забезпечують переміщення у трьох вимірах. Блок Reference Frame забезпечує зв'язок даної підсистеми з підсистемами управління базисною та кінцевою частинами. Він необхідно для правильного відносного переміщення усіх елементів корпусу робота. Блок Solid відображає модель середньої частини

робота, форма якої попередньо була спроектована з урахуванням обмежень тулбоксу Simscape. Налаштування блоку Solid для цієї підсистеми зображено на рисунку 6.7.

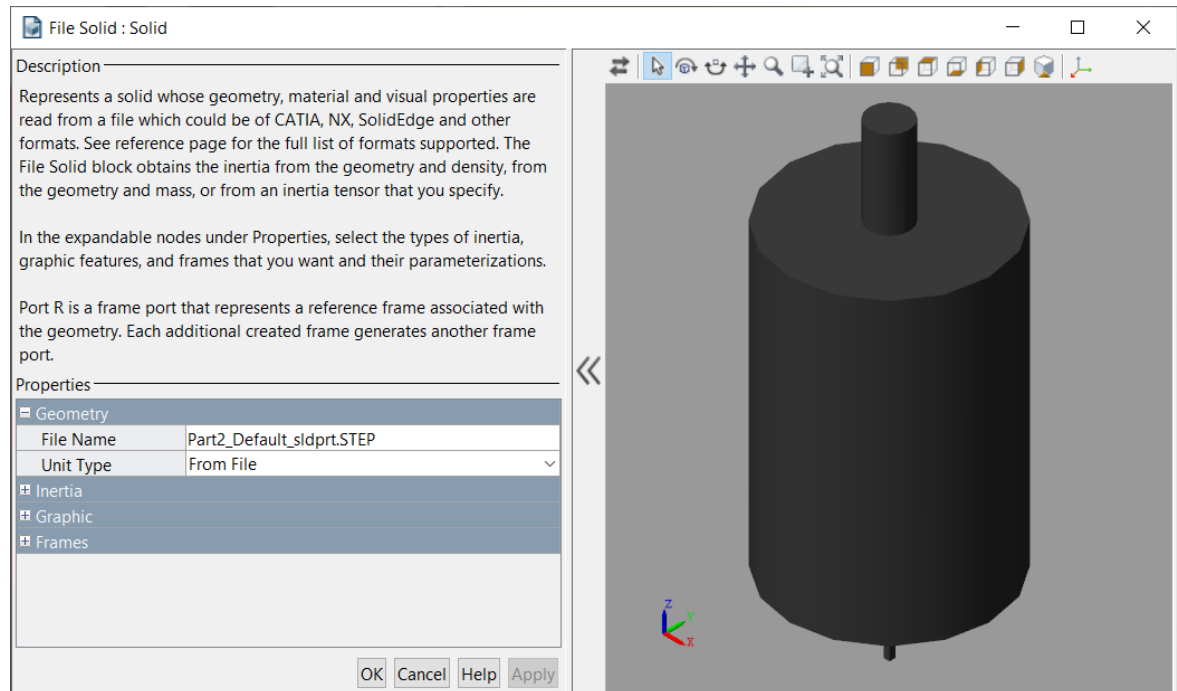


Рисунок 6.7 – Налаштування блоку відображення середньої частини робота

Також у блоці Solid можливо налаштувати фізичні параметри, які властиві конкретному елементу. Вони використовуються для більш точного моделювання та збереження інформації про елемент більш локально до місця його використання. У підсистемі є входи та виходи, які пов'язують її з усією схемою моделювання робота та забезпечують інформацію про необхідний напрямок та швидкість руху. Підсистем, які відповідають за симуляцію переміщення робота на схемі знаходиться три, оскільки у робота три руки-захоплювача.

Останнім елементом схеми, який також відповідає безпосередньо за переміщення робота є підсистема кінцевої частини. Його схему зображено на рисунку 6.8.

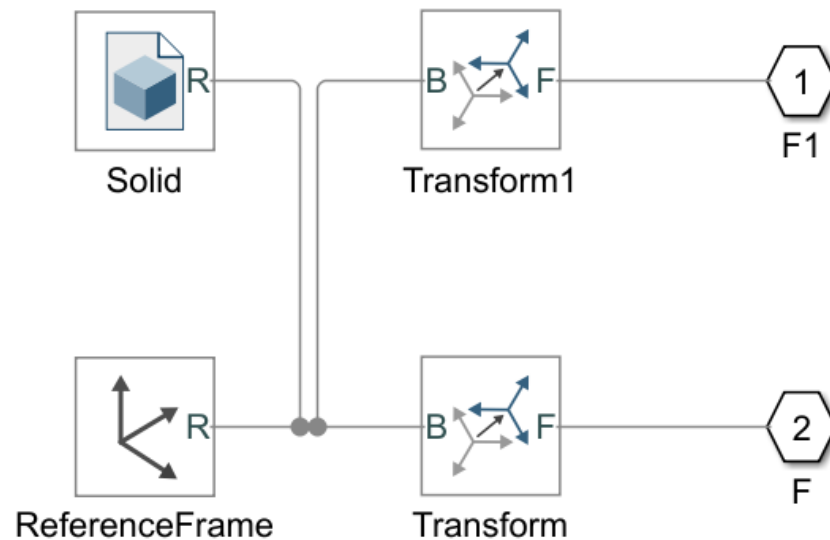


Рисунок 6.8 – Підсистема моделювання руху кінцевої частини робота

Даний модуль описує рух кінцевої частини робота відносно середньої частини та відносно середовища моделювання завдяки двом блокам Transform. Виходи модулю та блок Reference Frame відповідають за надання інформації про положення середньої частини для коректного переміщення кінцевої. Блок Solid, як і в усіх інших підсистемах, відображає змодельовану форму елементу робота та налаштовує фізичні показники, які їй властиві (зображено на рисунку 6.9). Дана підсистема також представлена у загальному модулі переміщення роботом у трьох екземплярах, по одній на кожну з рук-захоплювачів. Вони виконують абсолютно однакові функції, тому описуються лише один раз.

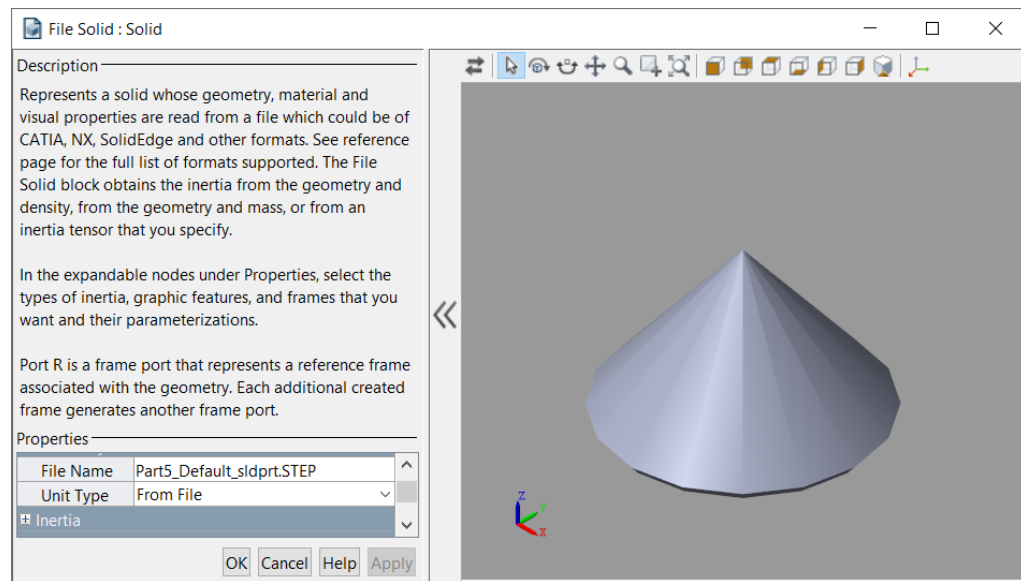


Рисунок 6.9 – Налаштування блоку відображення кінцевої частини робота

Для взаємодії вищеописаних частин робота також використовується блоки, які не входять до підсистем саих частин. Більшість з цих блоків – блоки Joint. Даний тип блоку забезпечує рух пов'язаного з ним елементу та описує тип руху. Є декілька типів Joint. Revolute Joint забезпечує радіальний рух навколо шарніру. Prismatic Joint забезпечує прямолінійних рух по одній з осей. Planar Joint поєднує у собі два прямолінійні та одну обертову ступені свободи. Bushing Joint використовується, коли необхідно описати шість ступенів свободи: три прямолінійні та три обертові. Таким чином взаємодія усіх ступенів свободи та моделей окремих частин надає можливість описати рух усієї підсистеми моделювання руху робота. Переміщення залежить від вхідних параметрів, що генеруються та обчислюються за описаними формулами.

Після встановлення залежностей між усіма частинами, отримуємо загальну модель робота. Вона наближена до форми робота з математичної моделі. Загальний вигляд моделі робота представлено на рисунку 6.10.

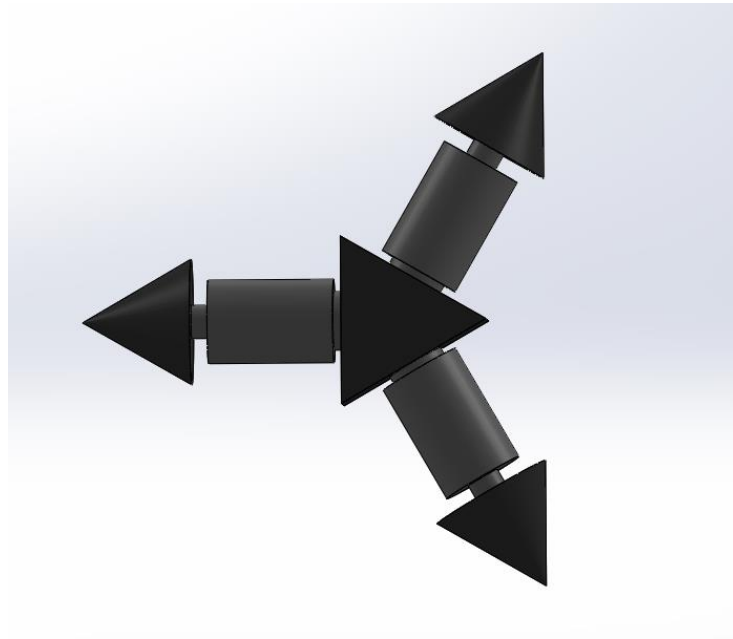


Рисунок 6.10 – Загальна модель робота

Окрім моделювання руху безпосередньо самого робота у підсистемі також моделюється взаємодія робота з лікарською частинкою, яка мая бути переміщена. Сама частинка у моделі абстрактно зображена у формі шару, оскільки така форма найбільш наближена до реальної. Для візуального моделювання частинки використано стандартний блок Spherical Solid. Налаштування блоку зображено на рисунок 6.11.

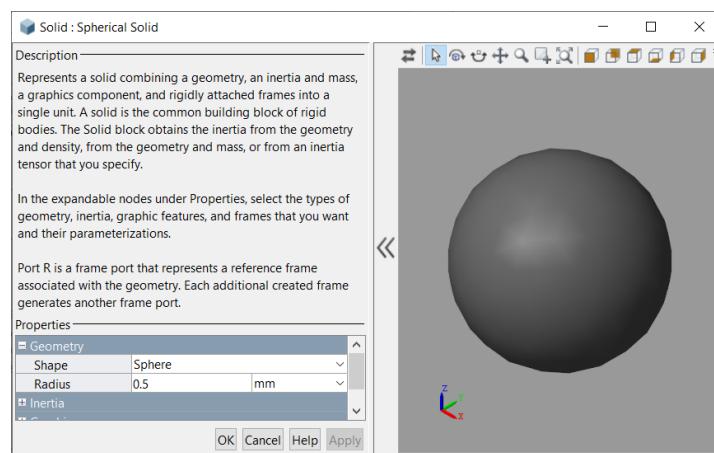


Рисунок 6.11 – Налаштування блоку відображення лікарської частинки

Оскільки форма моделі елементарна, у тулбоксі Simscare присутний окремий блок. У блоці задаються фізичні параметри моделі, які враховуються при симуляції руху. Для взаємодії частинки з роботом використовується окремий блок Spring and Dumper Force, який описує пружню взаємодію між частинкою та поверхнею робота. Налаштування блоку зображено на рисунку 6.12.

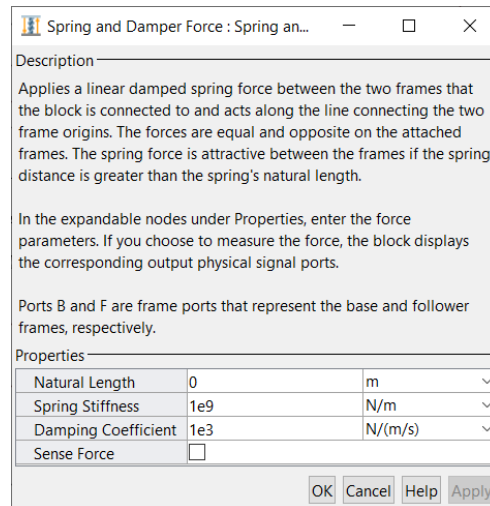


Рисунок 6.12 – Налаштування блоку взаємодії лікарської частинки з роботом

Також для опису взаємодії робота с частинкою використовується блок Distance Constraint (налаштування зображено на рисунку 6.13).

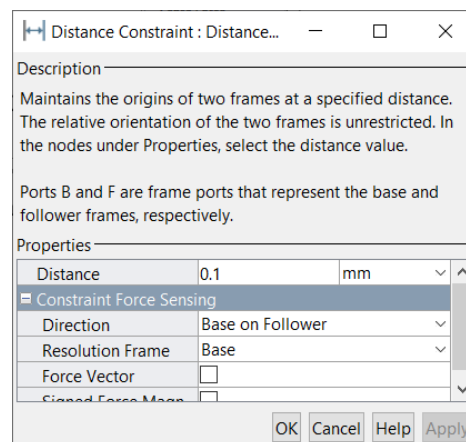


Рисунок 6.13 – Налаштування блоку Distance Constraint

Даний блок забезпечує підтримку однакої відстані між поверхнями лікарської частинки та корпусу мікроробота. Описані вище блоки, мають зв'язок з підсистемою базисної частинки робота та регулюють правильне відображення процесу переміщення робота та частинки сукупно під час симуляції процесу.

На вхід усієї підсистеми робота подаються дві величини. Перша – сили, яка виникає при взаємодії зовнішнього магнітного поля та постійних магнітів у корпусі робота, друга – частота обертання магнітного поля навколо своєї осі. Ці входи впливають на напрямок та швидкість переміщення всього робота або його окремих частин. Значення сили перетворюється у блоці External Force and Torque після чого надходить на входи елементів, що описують частини робота. Значення частоти обертів також надходить на ці елементи, але без перетворення, оскільки є можливість налаштувати блоки Joint для сприйняття та обробки саме цього значення. Обидва значення надходять ззовні підсистеми мікроробота.

Для опису зовнішнього магнітного поля використовується блок Flux Source. Налаштування блоку зображені на рисунок 6.14.

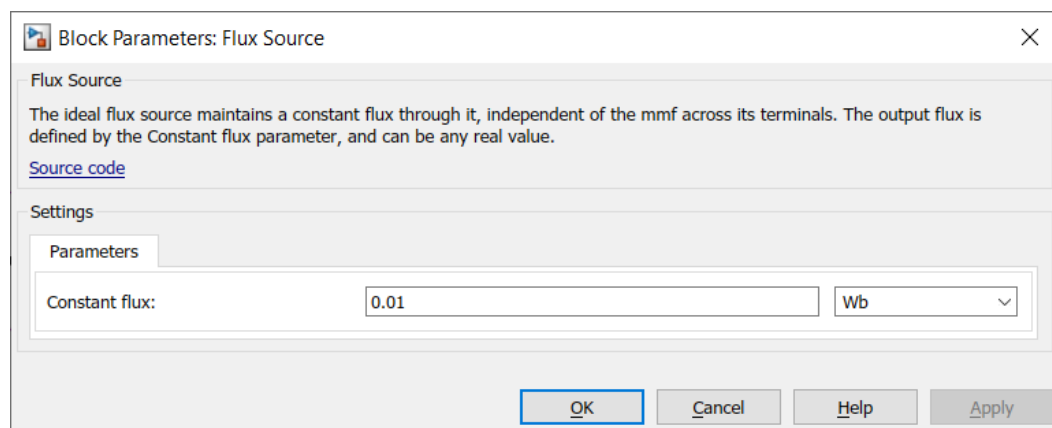


Рисунок 6.14 – Налаштування блоку Flux Source

Як видно з рисунку 6.14 значення манітного потоку у блоці виставлено відповідно до обрахунків у блоці математичної моделі. Даний блок поєданий з блоком Reluctance Force Actuator. Задача цього блоку – розрахунок сил, які

виникають при взаємодії зовнішнього магнітного поля, яке моделюється у блоці Flux Source та магнітних часточок у корпусі робота з урахуванням маси робота у блоці Mass. Параметри блоку Reluctance Force Actuator зображено на рисунку 6.15.

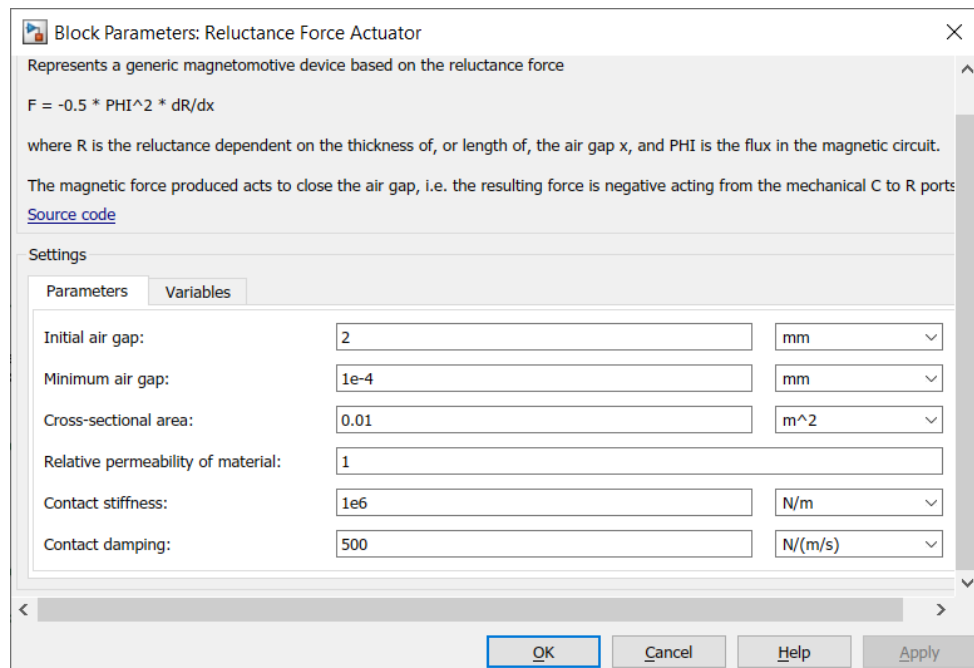


Рисунок 6.15 – Параметри блоку Reluctance Force Actuator

Після цього блоку отримуємо значення, яка надходить безпосередньо у підсистему магнітного мікроробота та керує швидкістю та напрямом зміни положення усіх частин корпусу робота. Як було зазначено при розгляді математичної моделі, значення магнітного потоку у блоці Flux Source є максимальним значенням, але воно може змінюватись при необхідності підняти руки-захоплювачі на кут менший ніж той при якому робот знаходиться у закритому стані. Даний факт враховується при моделюванні, налаштування вносяться окремо при первинному налаштуванні середовища перед початком симуляції.

Блок Mass забезпечує врахування інерційних властивостей корпусу робота при обчисленні сил взаємодії, його параметри зображено на рисунку 6.16.

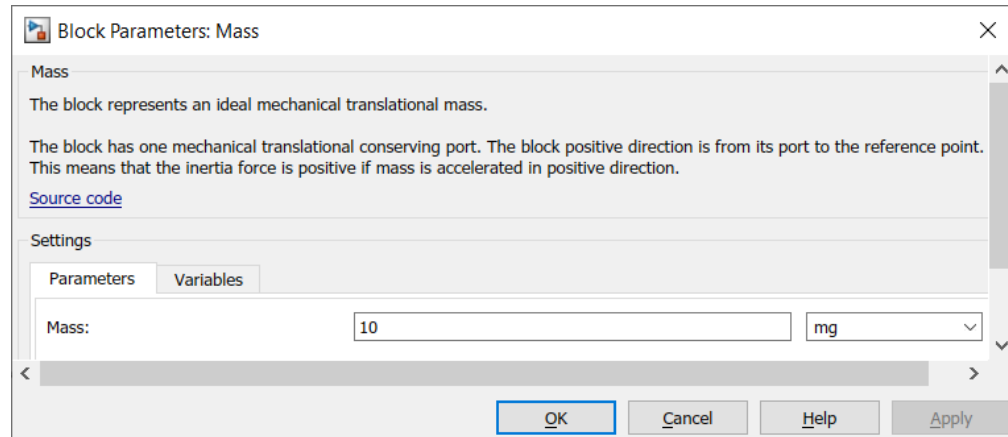


Рисунок 6.16 – Параметри блоку Mass

Для того щоб відбулось переміщення також необхідно забезпечити підсистему керування роботом сигналом, який відповідає за частоту обертів зовнішнього магнітного поля. Це значення отримується з окремого блоку Signal Builder. Він дозволяє отримати сигнал довільної форми для подальшого опрацювання. Оскільки частота обертів магнітного поля – одне із значень якими система має змогу змінювати положення робота у просторі, необхідно мати його змогу змінювати. Саме для цього був використаний блок Signal Builder.

Маємо усі необхідні елементи моделі для проведення симуляції руху. Після її запуску Matlab обраховує усі значення положень кожної частини робота у відповідний момент часу. Далі починається відображення руху робота в залежності від первинних налаштувань та значень магнітного потоку та частоти обертів магнітного поля.

Результат моделювання руху робота під дією зовнішнього магнітного поля у режимі реального часу зображено на рисунку 6.17.

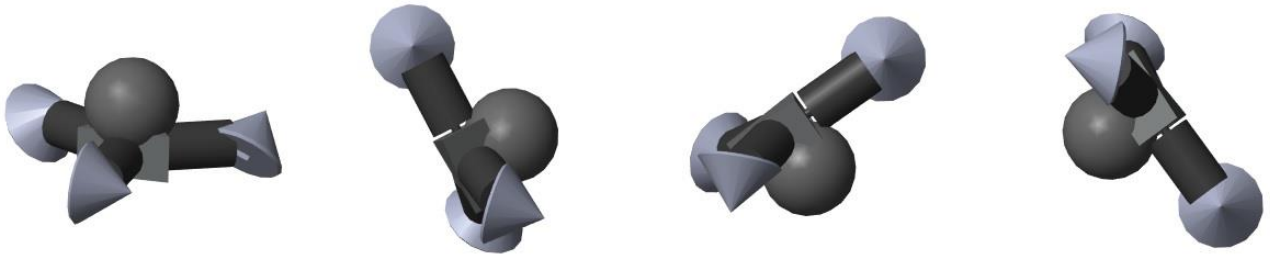


Рисунок 6.17. – Моделювання руху робота під дією зовнішнього магнітного поля

На рисунку 6.17 зображено переміщення робота із захопленою лікарською частинкою. На початку моделювання частинка поміщується до базисного модулю робота після чого руки-захоплювачі робота закриваються та починається обертовий рух. У моделі через обмеження пакету Simscape руки візуально залишаються відкриті, лише кінцеві частинки вказують їх напрямок, але фактично при обчисленні траєкторії все працює згідно математичної моделі.

Після завершення моделювання отримуємо графіки, які відображають те як поводитись система у кожен момент під час моделювання. На рисунках 6.18 та 6.19 відповідно зображено графіки залежності частоти обертів та пройденого шляху від часу. З рисунка 6.18 можна побачити, що значення частоти обертів робота є нелінійним та регулюються дуже гнучко, в залежності від необхідної поведінки робота. На рисунку 6.19 видно, що в залежності від того як змінювалась швидкість змінювалось і значення пройденого шляху.

З результатів моделювання видно, що аналітичні розрахунки було проведено коректно, оскільки рухи робота під час симуляції співпадають з очікуваними, що підтверджують графіки та візуальне відображення переміщення.

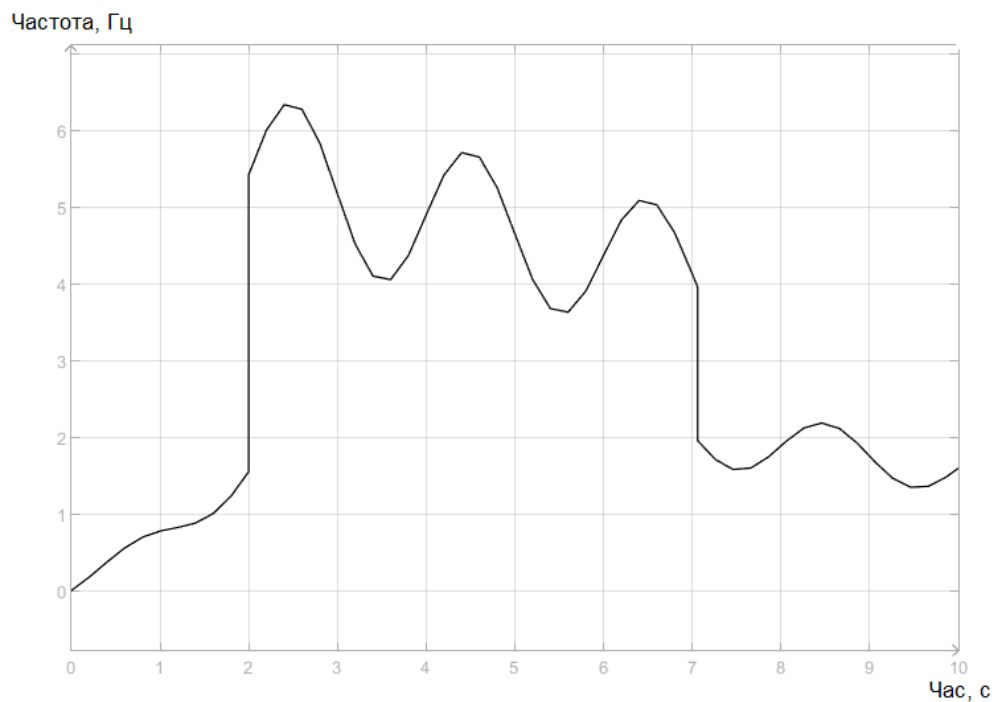


Рисунок 6.18 – Графік частоти обертів мікроробота під час переміщення

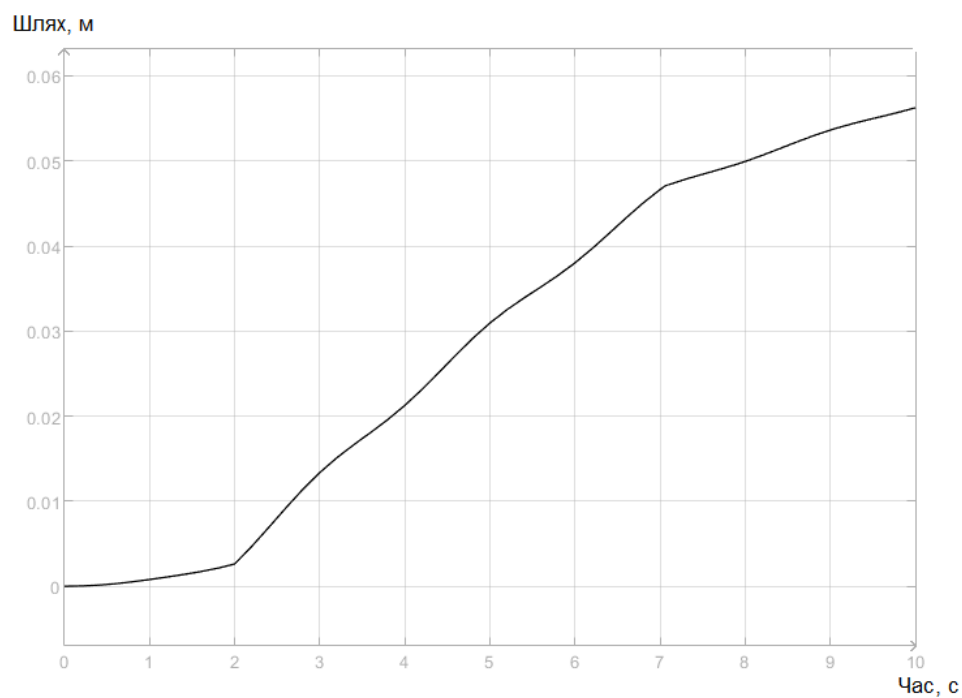


Рисунок 6.19 – Графік пройденого шляху мікророботом

Висновки до розділу

У даному розділі було проведено роботу щодо моделювання системи переміщення магнітного мікроробота. Було проаналізовано особливості побудови магнітних мікророботів та їх взаємодія із зовнішніми магнітними полями. На базі аналізу було побудовано математичну модель, яка описує фізичні закони при взаємодії магнітних полів та механічних середовищ. Було розроблено модель у середовищі Matlab/Simscare для перевірки правильності виявлених взаємодій та візуальної демонстрації проекту.

7 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

У даному розділі буде розглянуто перспективи побудови стартапу на базі розробленої технології. Для визначення можливості реалізації проекту у вигляді реальної послуги необхідно провести: визначення кінцевої ринкової пропозиції, провести технологічний аудит проекту, аналіз ринкових можливостей, розроблення ринкової стратегії проекту, розроблення маркетингової програми. Виконавши усі вищеописані дослідження можливо прийняти висновок про можливість впровадження стартапу.

7.1 Опис ідеї проекту

У даному пункті розкривається базова ідея стартап технології. Суттю розкриття є визначення реальної користі для кінцевого споживача та опис усіх можливих цільових видів застосувань. У таблиці 7.1 проводиться порівняння можливих ідей, які пов'язані з розроблюваною системою.

Таблиця 7.1 – Опис ідеї стартап-проекту

| Зміст ідеї | Напрямки застосування | Вигоди для користувача |
|------------|--|--|
| | Доправлення лікарських засобів всередині тіла людини | Малоінвазивне втручання до тіла людини, більш ефективний вид операції |
| | Переміщення діагностичного обладнання всередині тіла людини | Безболісне проведення аналізів |
| | Збір ураженої матерії для діагностики ззовні людського організму | Малоінвазивний метод біопсії, без повного хірургічного втручання у тіло людини |

Після визначення можливих галузей застосування необхідно визначити основних конкурентів, їх слабкі та сильні сторони, та виявити найбільш перспективну галузь для розвитку. Слід зазначити, що розроблювана система не має повністю схожих аналогів. Усі наявні системи мають лише частковий функціонал проекту, що розроблюється. Тому необхідно визначити більш сильну сторону відносно існуючих проектів. Також слід зазначити, що існуючі розробки не мають власних назв тому ідентифікація буде проводитись за назвами місць їх створення: Institute of Robotics and Intelligent Systems (IRIS), Association for the Advancement of Science (AAS), School of Mechanical Engineering (SME). У таблиці 7.2 проводиться порівняння сильних, слабких та нейтральних характеристик проекту в порівнянні з аналогічними.

Таблиця 7.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

| № п/п | Техніко-економічні характеристики ідеї | (потенційні) товари/концепції конкурентів | | | | W (слабка сторона) | N (нейтральна сторона) | S (сильна сторона) |
|-------|--|---|--|--------------------------------------|--------------------------------|--|--|--------------------------|
| | | Розроблюваний проект | IRIS | AAS | SME | | | |
| 1. | Економічність | Використання деяких існуючих медичних засобів | Простіша технологія для виробництва мікророботів | Загальновживані технології керування | Відсутність зворотного зв'язку | Використання складніших та дорожчих технологій | Можлива побудова на основі існуючих медичних засобів | Більша точність системи |
| 2. | Безпека | Мінімальне використання | Використання КТ для установ | Матеріали використання | Можливе залишення | Немає порівняння з | Коректне керування | Використання лише безпеч |

| | | | | | | | | |
|----|-------------|--|--|--|---|---|--|---|
| | | шкідливих для здоров'я людини медичних процедур | лення зворотного зв'язку | мікророботі при певних обставинах можуть бути шкідливими для здоров'я | робота у організмі людини | наявними рішеннями | дозволяє правилно переміщувати робот, що знижує ризик для людини | них матеріалів та мінімальне використання шкідливих методів сканування тіла |
| 3. | Призначення | Має широкий спектр застосувань завдяки певній формі корпусу робота | Форма роботи не дозволяє виконувати переміщення мікроелементів | Використання певних матеріалів обмежує використання у деяких ділянках тіла | Обмежені можливості керування дозволяють виконувати лише одну функцію | Немає в порівнянні з наявними рішеннями | Можливий широкий спектр застосувань | Можливе виконання більш складних дій на відіну від представлених рішень |

Після визначення сильних та слабких сторін технології можна зазначити, що завдяки своїй функціональності та повній безпеці для здоров'я система може використовуватись для комплексних медичних заходів починаючи з винесення діагнозу та завершуючи проведенням операції.

7.2 Технологічний аудит ідеї проекту

У рамках підрозділу необхідно проаналізувати усі можливі технології, які використовуються при побудові системи та визначити чи можливо реалізувати проект з усією їх сукупністю. У таблиці 7.3 розглядаються можливі технології для реалізації ідеї доправлення лікарських препаратів у тілі людини.

Таблиця 7.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

| № п/п | Ідея проекту | Технології реалізації | Наявність технологій | Доступність технологій |
|--|---|--|----------------------|------------------------|
| 1. | Доправлення лікарських препаратів у тілі людини | Переміщення робота за допомогою взаємодії магнітних полей робота та зовнішнього поля | Наявна | Доступна |
| 2. | Доправлення лікарських препаратів у тілі людини | Переміщення робота за допомогою магнітної взаємодії між двома роботами | Наявна | Недоступна |
| 3. | Доправлення лікарських препаратів у тілі людини | Переміщення робота за допомогою термічної взаємодії | Наявна | Доступна |
| 4. | Доправлення лікарських препаратів у тілі людини | Переміщення мікроробота за допомогою перетворення електричної енергії у механічну | Не наявна | Недоступна |
| Обрана технологія реалізації ідеї проекту: переміщення робота за допомогою взаємодії магнітних полей робота та зовнішнього поля. | | | | |

Після проведення аналізу технологій можна стверджувати, що існують технології, які можуть технічно забезпечити реалізацію ідеї стартапу. При виборі конкретного рішення також враховувалась надійність та простота реалізації.

7.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У даному підрозділі проводиться огляд ситуації на ринку медичних мікророботів. В залежності від результату огляду необхідно прийняти рішення щодо можливостей, які може надати ринок, загроз, які можуть вплинути на розвиток проекту та визначити інтереси клієнтів. Перш за все необхідно провести аналіз попиту, об'єму ринку та можливих темпів його зростання. У таблиці 7.4 представлено попередню характеристику потенційного ринку.

Таблиця 7.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

| № п/п | Показники стану ринку (найменування) | Характеристика |
|-------|--|---|
| 1. | Кількість головних гравців, од | 17 |
| 2. | Загальний обсяг продаж, грн | 500 000 000 000 |
| 3. | Динаміка ринку (якісна оцінка) | Зростає |
| 4. | Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень) | Технологічні, юридичні |
| 5. | Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації | Необхідна сертифікація системи, оскільки сфера застосування – медицина. |
| 6. | Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), % | 7% |

Попередня характеристика потенційного ринку показує, що є економічний сенс для впровадження проекту у даній сфері, скільки об'єм ринку дуже значний, доволі високий відсоток рентабельності а кількість основних гравців невелика.

Далі необхідно сформулювати уявлення про потенційних клієнтів, їх потреби та фінансова спроможність до отримання наданих послуг. У таблиці 7.5 проведено аналіз факторів що стосуються потенційних клієнтів.

Таблиця 7.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

| № п/п | Потреба, що формує ринок | Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку) | Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів | Вимоги споживачів до товару |
|-------|---|---|---|---|
| 1. | Проведення малоінвазивних медичних процедур | Середній клас, чоловіки та жінки зрілого віку | Дана послуга націлена на проведення медичних процедур, які при класичних медичних підходах виявляються більш травматичними, вимагають реабілітації та довгого відновлення | Загальною вимогою як до компанії-виробника так і до продукту є максимальна безпека при використанні |

| | | | | |
|----|-------------------------------|-----------------------------------|--|--|
| 2. | Проведення первинних аналізів | Чоловіки та жінки будь-якого віку | Послуга передбачає швидкий та дешевий вид проведення первинних аналізів для подальшого лікування, розрахована на масовий ринок | Вимога до компанії-виробника – масове виробництво за низькою ціною. Вимога до продукту – безпечне застосування |
|----|-------------------------------|-----------------------------------|--|--|

Аналіз можливих груп клієнтів показав, що технологія може застосовуватись у доволі широкому сегменті ринку. Послуги, які можуть бути цікавими клієнтам цілком забезпечені технічними можливостями системи.

Наступним кроком проводиться аналіз загальне середовище на ринку, визначення факторів, що можуть перешкоджати розвитку проекту та факторів, які можуть сприяти. У таблицях 7.6 та 7.7 відповідно приведені фактори загроз та фактори можливостей.

Таблиця 7.6 – Фактори загроз

| № п/п | Фактор | Зміст загрози | Можлива реакція компанії |
|-------|--------------------------|--|--|
| 1. | Підвищення конкуренції | З плином часу технологія може стати більш доступною для інших розробників. | Більша спеціалізація на одній конкретній послугі |
| 2. | Сертифікацією обладнання | Може виявитись проблемою сертифікація обладнання у деяких окремих державах | Концентрація на ринках інших держав |

Таблиця 7.7 – Фактори можливостей

| № п/п | Фактор | Зміст можливості | Можлива реакція компанії |
|-------|------------------|--|---|
| 1. | Зростання ринку | Розповсюдження системи може призвести до розширення попиту завдяки загальній обізнаності про неї та її переваги | Збільшення кількості послуг, що будуть надаватись |
| 2. | Зменшення затрат | Загальний технічний розвиток може призвести до зменшення ціни на обладнання для виготовлення приладів та спростити його виготовлення завдяки появі нових суміжних технологій | Збільшення потужностей виготовлення систем та інвестиції у суміжні технології |

Вище були розглянуті можливі фактори загроз та додаткових переваг при роботі проекту. Нижче проводиться аналіз конкуренції на ринку, результати аналізу приведені у таблицях 7.8 та 7.9.

Таблиця 7.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

| Особливості конкурентного середовища | В чому проявляється дана характеристика | Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною) |
|--------------------------------------|---|--|
|--------------------------------------|---|--|

| | | |
|---|--|--|
| 1. Тип конкуренції – чиста | Оскільки конкуренція у даній сфері залежить від якості надання послуг, ціни і т.д. можна дійти висновку, що конкуренція чиста | Чиста конкуренція позитивно впливає на діяльність підприємства |
| 2. Рівень конкурентної боротьби – глобальний | Оскільки використання технології не обмежено ні географічним положенням ні національним фактором можна назвати рівень конкуренції глобальним | Вплив може бути як позитивним так і негативним |
| 3. За галузевою ознакою – внутрішньогалузева | Технологія покриває лише одну галузь | Ніяк не впливає на конкурентоспроможність |
| 4. Конкуренція за видами товарів – товарно-родова | Оскільки виникає конкуренція між схожими послугами одного типу можна зауважити, що конкуренція товарно-родова | Негативно впливає на конкурентоспроможність, оскільки важко розділити схожі послуги |
| 5. За характером конкурентних переваг – цінова | Конкуренція у великій мірі буде залежати від цінової політики усіх представлених компаній у галузі | Впливає негативно, оскільки послуга розрахована на високий ціновий сегмент, можливе поліпшення положення завдяки рекламному супроводженню послуг |
| 6. За інтенсивністю – марочна | Марочна, оскільки клієнти звертатимуть увагу на компанію-надавача послуг | Позитивно впливає на конкурентоспроможність, оскільки якість послуг буде високою |

Таблиця 7.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

| | Прямі конкуренти в галузі | Потенційні конкуренти | Постачальники | Клієнти | Товари-замінники |
|--------------------|---|---|--|---|---|
| Складові і аналізу | Наразі немає прямих конкурентів, є лише схожі послуги | Бар'єром для входу на ринок є розробка складної технології та суттєві інвестиції у виробництво обладнання | Деякі постачальники суміжних систем можуть диктувати певні умови, але їх вплив не має бути критичним | Споживачі диктують умови ринку, обираючи доступні та якісні послуги | Наразі немає технології яка б замінювала розроблювану |
| Висновки: | Конкуренції серед прямих конкурентів немає через їх відсутність | Є потенційний шанс виходу конкурентів на ринок. В залежності від обраної технології час виходу може дуже сильно змінюватись | Можливі мінімальні незручності при роботі з постачальниками | Клієнти мають змогу обирати послуги які є оптимальними для них | Немає обмежень через відсутність товарів-замінників |

Проаналізувавши фактори конкуренції можна дійти висновку, що конкурентне середовище у даній галузі присутнє але представлено слабо, оскільки розробка нова і ринок сформувався не у повній мірі. Є перспективи для вдалого ведення боротьби за споживача. У таблиці 7.10 представлено обґрунтування факторів конкурентоспроможності.

Таблиця 7.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

| № п/п | Фактор конкурентоспроможності | Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим) |
|-------|-------------------------------|--|
| 1. | Висока технологічність | Даний фактор робить послугу конкурентоспроможною, оскільки у представлених компанії немає технічної можливості надати клієнту схожий товар |
| 2. | Багатофункціональність | Оскільки споживач зможе отримати усі необхідні послуги у одному місці, звертаючись до вузького кола спеціалістів він захоче отримати саме такий сервіс |

Вищеописані фактори обумовлюють спроможність проекту конкурувати з представленими компаніями та забезпечувати клієнтів доступнішими та якісними послугами.

Наразі можна провести порівняльний аналіз серед конкуруючих компаній (представлено у таблиці 7.11).

Таблиця 7.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «системи керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських препаратів у тілі людини»

| № п/п | Фактор конкурентоспроможності | Бали 1-20 | Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з розроблюваною системою | | | | | | |
|-------|-------------------------------|-----------|---|----|----|---|----|----|----|
| | | | -3 | -2 | -1 | 0 | +1 | +2 | +3 |
| 1. | Якість послуги | 16 | + | | | | | | |
| 2. | Ціна послуги | 10 | | | | | | + | |
| 3. | Доступність | 18 | | + | | | | | |
| 4. | Безпечність | 19 | | | | | | | + |

Як видно з таблиці 7.11 розроблювана система має як конкурентні переваги так і недоліки, однак за рахунок якості та безпечності послуг а також завдяки рекламному супроводу вона має шанси на успіх.

Наступною фазою є SWOT аналіз, він формується при групуванні та оцінці вже зазначених факторів.

Таблиця 7.12 – SWOT-аналіз стартап-проекту

| | |
|--|---|
| Сильні сторони: Якість та безпечність наданих послуг | Слабкі сторони: Нижча доступність та вища ціна у порівнянні з конкурентами |
| Можливості: Зменшення затрат на виробництво та поступове розширення ринку | Загрози: Поступове збільшення конкуренції за рахунок розвитку технології та проблеми з проведенням медичної сертифікації |

На основі вищеописаного аналізу проводиться планування для найбільш вдалого виводу проекту на ринок та час його реалізації з оглядом на розробки конкурентів. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту представлено у таблиці 7.13.

Таблиця 7.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

| № п/п | Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки | Ймовірність отримання ресурсів | Строки реалізації |
|-------|--|--------------------------------|-------------------|
| 1. | Швидкий вихід на ринок з новітньою технологією | помірна | 1-1,5 роки |
| 2. | Поступове вдосконалення технології та вихід на ринок при її оптимальній роботі | низька | 4 роки |

Розглянувши дві альтернативи ринкової поведінки бачиться ліпшим перший варіант: швидкий вихід на ринок з новітньою технологією, оскільки він передбачає більшу імовірність отримання ресурсів та менші строки реалізації. Після первинного виходу на ринок необхідно модернізувати та вдосконалювати технологію.

7.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

При розробленні ринкової стратегії перш за все необхідно визначити стратегію охоплення ринку та вибір цільової групи споживачів. Аналіз вибору цільової групи потенційних споживачів наведено у таблиці 7.14.

Таблиця 7.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

| № п/п | Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів | Готовність споживачів сприйняти продукт | Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту) | Інтенсивність конкуренції в сегменті | Простота входу у сегмент |
|-------|--|---|---|--------------------------------------|---|
| 1. | Середній клас, чоловіки та жінки зрілого віку | Готовність висока | Попит середній | Низька конкуренція | Складний вхід у сегмент через складнощі розроблення системи |

| | | | | | |
|---|---|-------------------------------|----------------|--------------------|---------------------------------|
| 2. | Чоловіки та жінки будь-якого віку та рівня фінансового забезпечення | Готовність помірна або низька | Попит середній | Висока конкуренція | Відносно простий вхід у сегмент |
| Які цільові групи обрано: обрано першу цільову групу, оскільки очікується низька конкуренція та відносно високий попит. | | | | | |

Оскільки було обрано одну цільову групу потенційних клієнтів то можна назвати обрану стратегію маркетингу концентрованою. Для роботи з цим сегментом ринку необхідно обрати базову стратегію розвитку. Розгляд можливих варіантів представлено у таблиці 7.15. У таблиці 7.16 представлено розгляд базових стратегій конкурентної поведінки.

Таблиця 7.15 – Визначення базової стратегії розвитку

| № п/п | Обрана альтернатива розвитку проекту | Стратегія охоплення ринку | Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи | Базова стратегія розвитку |
|-------|---|---------------------------|--|---------------------------|
| 1. | Швидкий вихід на ринок з новітньою технологією | Концентрована | Вибір вузького кола забезпечених споживачів та надання якісних та безпечних послуг | Стратегія спеціалізації |
| 2. | Поступове вдосконалення технології та вихід на ринок при її | Диференціація | Вибір широкого сегменту ринку без спеціалізації | Стратегія диференціації |

| | | | | |
|--|-----------------------|--|--|--|
| | оптимальній роботі | | | |
|--|-----------------------|--|--|--|

Таблиця 7.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

| № п/п | Чи є проект «першопрохідцем» на ринку? | Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів? | Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які? | Стратегія конкурентної поведінки |
|----------|--|--|--|--|
| 1. | Так | Ні | Ні | Стратегія заняття конкурентної ніші |
| 2. | Так | Так | Ні | Стратегія лідера |

Після проведення аналізу можливих базових стратегій розвитку та конкурентної поведінки було обрано стратегії спеціалізації та заняття конкурентної ніші, оскільки вони найбільш підходять для розроблюваної системи.

На основі проведених досліджень можна приступити до вибору стратегії позиціонування на ринку. Можливі стратегії представлені у таблиці 7.17.

Таблиця 7.17 – Визначення стратегії позиціонування

| № п/п | Вимоги до товару цільової аудиторії | Базова стратегія розвитку | Ключові конкурентоспромо жні позиції власного стартап- проекту | Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових) |
|----------|--|---------------------------------|--|---|
| 1. | Загальною вимогою як до компаній- | Стратегія спеціаліза ції | Стратегія заняття конкурентної ніші | Якість, надійність, безпечність |

| | | | | |
|----|---|--------------------------------|------------------|--|
| | виробника так і до продукту є максимальн а безпека при використан ні | | | |
| 2. | Вимога до компанії- виробника – масове виробництв о за низькою ціною. Вимога до продукту – безпечне застосуванн я | Стратегія диференц іації | Стратегія лідера | Доступність, ціна/якість, швидкість |

У даному підрозділі було визначено основні стратегії для роботи на ринку при позиціонуванні компанії, її розвитку та конкуренції. Базовим фактором при виборі цих стратегій була конструкція та технологічність системи в порівнянні з іншими рішеннями.

7.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

При розробці маркетингової програми перш за все необхідно визначити концепцію товару у контексті маркетингу. Для цього необхідно проаналізувати попередні висновки щодо конкурентоспроможності послуги. Ключові переваги зазначені у таблиці 7.18.

Таблиця 7.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

| № п/п | Потреба | Вигода, яку пропонує товар | Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити) |
|-------|---------------------------------|---|--|
| 1. | Малоінвазивні медичні процедури | Проведення операцій безболісно та з мінімальним часом відновлення | Безпечність та якість проведеної операції. |
| 2. | Проведення первинних аналізів | Швидке та дешеве діагностування | Точність та швидкість проведення процедури. |

Оскільки обрана стратегія розвитку направлена на забезпечення більш якісних послуг необхідно обрати першу концепцію товару для позиціонування на ринку. Наступним етапом йде розроблення маркетингової моделі товару. Опис трьох рівнів моделі товару представлено у таблиці 7.19.

Таблиця 7.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

| Рівні товару | Сутність та складові |
|---------------------|---|
| I. Товар за задумом | Отримання якісних малоінвазивних медичних послуг |
| | Якість товару мусить перевірятись постійно, для кожного випущеного апарату. Має бути присутній післяпродажний сервіс. |
| | Упаковка не має ключового значення, оскільки кінцевий користувач не бачить пакування. |

| | |
|--|---------------|
| III. Товар із підкріпленням | До продажу |
| | Після продажу |
| За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: за рахунок складної технічної структури та юридично за допомогою патентів. | |

На наступному етапі необхідно визначити цінову політику проекту, оскільки вона є тодією з визначних у маркетингу. Визначення меж встановлення ціни представлено у таблиці 7.20.

Таблиця 7.20 – Визначення меж встановлення ціни

| № п/п | Рівень цін на товари-замінники | Рівень цін на товари-аналоги | Рівень доходів цільової групи споживачів | Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу |
|-------|--------------------------------|------------------------------|--|---|
| 1. | Низький | Помірний | Високий | 10 000 – 20 000 грн |

Після визначення цінової політики необхідно проаналізувати та обрати методи формування системи збуту та концепції маркетингової комунікації. Аналіз даних методів представлено у таблицях 7.21 та 7.22 відповідно.

Таблиця 7.21 – Формування системи збуту

| № п/п | Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів | Функції збуту, які має виконувати постачальник товару | Глибина каналу збуту | Оптимальна система збуту |
|-------|---|---|----------------------|-----------------------------------|
| 1. | Оптова | Пошук клієнтів | 1-3 посередники | Мережа представництв-посередників |

Таблиця 7.22 – Концепція маркетингових комунікацій

| № п/п | Специфіка поведінки цільових клієнтів | Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти | Ключові позиції, обрані для позиціонування | Завдання рекламного повідомлення | Концепція рекламного звернення |
|-------|---------------------------------------|--|--|---|--------------------------------|
| 1. | Пошук найліпших послуг | Інтернет, телебачення, газети | Якість, надійність, безпека | Донести до кінцевого клієнта, що послуга є унікальною за якістю | Контекстна реклама у інтернеті |

У цьому підрозділі було розглянуто основні маркетингові концепції та види взаємодії з кінцевими клієнтами, визначена цінова політика та виявлені можливі канали збуту. Було виявлено, що для ефективного просування технології необхідно обрати стратегію надання якісних та ефективних послуг, оскільки система має не так багато аналогів на ринку.

Висновки до розділу

У даному розділі було розроблено стартап-проект для впровадження системи керування магнітним мікророботом. Було визначено основну ідею проекту та його технологічні можливості. Також був проведений аналіз ринкових

загроз та можливостей, обрані стратегії розвитку та маркетингового позиціонування. Після аналізу технології було виявлено декілька можливих стратегій для позиціонування та розвитку. Оскільки система може забезпечити виконання найскладніших у даній галузі операцій, було прийнято рішення про вибір стратегії зайняття конкурентної ніші. Дана стратегія дозволяє мати найменшу кількість конкурентів через технологічну складність обладнання і при цьому мати постійний розвиток, через великий обсяг потенційних клієнтів та відносно високої ціни на послуги.

ВИСНОВКИ

Під час розробки магістерської дисертації була виконана робота щодо проектування та розроблення системи керування магнітним мікророботом. Основною задачею, яку мусить вирішувати розроблюваний пристрій є доставка ліків до внутрішніх органів людини. Перевага такої технології в тому, що немає необхідності пошкоджувати тканини людини, оскільки робот може переміщуватись по кровоносній системі організму та переміщати діючий засіб у необхідне місце, такі види процедур називаються мінімально інвазивними. Коли ми розглядаємо роботів у мікромасштабі, закони фізики, що керує пристроями залишаються незмінним, але відносна важливість фізичних ефектів змінюється. В'язкість рідини та поверхневі ефекти, такі як електростатика, стають більш помітними ніж вага і інерція, а генерування та накопичення енергії стає важким. Ці проблеми ставлять сильні обмеження на розвиток мікророботів. Малоімовірно, що навіть дуже невеликі пристрої, що мають малі електродвигуни та акумулятори, можна ефективно масштабувати до розмірів менших за 1 мм.

При розробці бездротових мікророботів виготовлення принципово обмежене, воно не може базуватись на зменшенні роботів, які рухаються за допомогою електромеханічних приладів. Це змушує інженерів по-іншому дивитись на розробку мікророботів, інакше ніж у традиційній робототехніці. Необхідно відмовитись від досвіду, отриманого у результаті проектування у світі макромасштабів, а натомість покластись на аналіз та моделювання в розробці мікророботів. Лише тоді експериментальні результати продемонструють ефективність технологій конструкції мікророботів, оскільки світ, який зазнає такий робот, може бути складним точно моделювати.

Оскільки розроблювана система має працювати з тілом людини біосумісність та біологічний розпад є також дуже важливими аспектами конструкцій медичних роботів, оскільки вони не повинні завдавати жодних

негативних впливів на людський організм. Деякі, вже розроблені до цього часу, роботи не відповідають таким вимогам, оскільки при їх виготовленні використовують нерозкладані полімерні матеріали та токсичні магнітні частинки. Роботи виготовлені з таких матеріалів можуть призвести до серйозних гострих і хронічних захворювань та можуть спричинити багато шкідливих побічних ефектів. Отже, враховуючи ці особливості застосування системи, необхідно застосовувати тільки безпечні для людини матеріали.

Розробка даної системи складалась із двох основних частин: розробка конструкції самого робота, який є основою у системі, та проектування системи взаємодії з роботом, яка є більш об'ємною частиною. Перед проектуванням системи було розглянуто основні підходи до розробки таких систем. Було оброблено велику кількість інформації щодо існуючих технологій створення магнітних роботів, та методів локалізації у тілі людини. Метою створення системи керування магнітним мікророботом є підвищення ефективності лікування захворювань за рахунок доставлення лікарських засобів безпосередньо до місця застосування за допомогою магнітного мікроробота. Вирішеною прикладною задачею є процес транспортування, а саме доставка лікарських засобів у необхідне місце в організмі людини. При деяких онкологічних захворюваннях застосовується методика радіотерапії [1], яка являє собою вплив радіоактивними речовинами на злоякісні клітини. При застосуванні розроблюваного пристрою для даного виду терапії можливо опромінювати тканину дуже локально невеликими дозами випромінюванням у важкодоступним місцях та без хірургічного втручання.

Оскільки робот виконує роботу у тілі людини то найголовніша його задача – не нашкодити здоров'ю. Для цього при розробці системи розглядались лише повністю безпечні матеріали та речовини. Сам підхід даної системи дозволяє уникнути неприємних хірургічних втручань, що само по собі також дуже важливо. Керування роботом виконується за допомогою магнітного поля, що є

цілком безпечним для людини. Єдине джерело негативного впливу на здоров'я людини – комп'ютерна томографія, але вона застосовується лише невеликий проміжок часу, для побудови моделі тіла. Система є цілком безпечною, що і було бажаним результатом.

Таким чином у ході виконання магістерської дисертації розроблено систему керування магнітним мікророботом. Було проведено глибокий аналіз предметної області, огляд існуючих застосувань та наявних рішень, виконано розробку принципу роботи системи та моделювання її роботи у середовищі MATLAB. Було запропоновано кардинально новий метод вирішення медичної задачі, який є більш ефективним та безпечнішим для людини, ніж класичні підходи.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Applications of micromechatronics in minimally invasive surgery / F.Tendick, S. Sastry, R. Fearing, M. Cohn. // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics – 1998. – С. 34-36.
2. Micro-systems in biomedical applications / P. Dario, M. Carrozza, A. Benvenuto, A. Menciassi // Journal of Micromechanics and Microengineering – 2000. – С. 3-4.
3. Minimally invasive and robotic surgery / M. Mack // Journal of the American Medical Association – 2010. – С. 8-9.
4. Micromechatronics in surgery / M. Carrozza, P. Dario // Transactions of the Institute of Measurement and Control – 2003. – С. 3.
5. Acquiring surgical skills / J. Hamdorf, J. Hall // British Journal of Surgery – 2000. – С. 5.
6. Robotic surgery: the coming of a new era in surgical innovation / J. Joseph, M. Arya, H. Patel // Expert Review of Anticancer Therapy – 2005. – С. 21.
7. Applications of micromechatronics in minimally invasive surgery / F.Tendick, S. Sastry, R. Fearing, M. Cohn. // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 1998. – С. 10-12.
8. Microrobots for Minimally Invasive Medicine / B. Nelson, I. Kaliakatsos, J. Abbott. // Annual Review of Biomedical Engineering. – 2010. – С. 79.
9. Millimeter-scale flexible robots with programmable three-dimensional magnetization and motions / T. Xu, J. Zhang, M. Salehizadeh, O. Onaizah, E. Diller. // Robotic Science. – 2019. – С. 5-7.
10. A Tumbling Magnetic Microrobot System for Biomedical Applications / E. Niedert, C. Bi, G. Adam, E. Lambert, L. Solorio, C. Goergen, D. Cappelleri. // Micromachines. – 2020. – С. 6.

11. Control of Magnetically-Driven Screws in a Viscoelastic Medium / Z. Zhang, A. Klingner, S. Misra, S. Khalil. // *Micromachines*. – 2020. – C. 17.
12. Anatomy of the cerebral ventricular system for endoscopic neurosurgery: a magnetic resonance study / F. Duffner, H. Schiffbauer, D. Glemser, M. Skalej, D. Freudenstein. // *Acta Neurochir*. – 2005. – C. 68.
13. Control of Magnetically-Driven Screws in a Viscoelastic Medium / Z. Zhang, A. Klingner, S. Misra, S. Khalil. // *Micromachines*. – 2020. – C. 15.
14. Dynamics modeling and analysis of a swimming microrobot for controlled drug delivery / H. Li, J. Tan, M. Zhang, S. Khalil. // *IEEE Trans. Autom. Sci. Eng.* – 2009. – C. 9.
15. Hyperthermia in Cancer Treatment / G. Baronzio, E. Hager // New York: Springer. – 2006. – C. 19.
16. Magnetic helical micromachines: Fabrication, controlled swimming, and cargo transport / S. Tottori, L. Zhang, F. Qiu, K. K. Krawczyk, A. Franco-Obregón, B. J. Nelson // *Advanced Materials* – 2012. – C. 810-817.
17. Robust control to manipulate a microparticle with electromagnetic coil system / W. Ma, J. Li, F. Niu, H. Ji, D. Sun // *IEEE Trans. Ind. Electron* – 2017. – C. 86.
18. Encapsulation of curcumin in self-assembling peptide hydrogels as injectable drug delivery vehicles / A. Altunbas, S. J. Lee, S. A. Rajasekaran, J. P. Schneider, D. J. Pochan // *Biomaterials* – 2011. – C. 33.
19. Analyzing the human liver vascular architecture by combining vascular corrosion casting and micro-CT scanning / C. Debbaut, P. Segers, P. Cornillie, C. Casteleyn, M. Dierick, W. Laleman, D. Monbaliu // *Journal of Anatomy* – 2009. – C. 510-511.

20. Micro manipulation using magnetic microrobots / H. Kim, J. Ali, U. K. Cheang, J. Jeong, J. S. Kim, M. J. Kim // *Journal of Bionic Engineering* – 2016. – C. 512-524.
21. Swimming back and forth using planar flagellar propulsion at low reynolds numbers / I. S. M. Khalil, A. F. Tabak, Y. Hamed, M. E. Mitwally, M. Tawakol, A. Klingner, M. Sitti // *Advanced Science* – 2018. – C. 5-6.
22. Microrobots for minimally invasive medicine / B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, J. J. Abbott // *Annual Review of Biomedical Engineering* – 2010. – C. 50-81.
23. Micro/nanorobots for biomedicine: Delivery, surgery, sensing, and detoxification / J. Li, B. Esteban-Fernández de Ávila, W. Gao, L. Zhang, J. Wang // *Science Robotics* – 2017. – C. 2.
24. High speed locomotion for a quadrupedal microrobot / A. T. Baisch, O. Ozcan, B. Goldberg, D. Ithier, R. J. Wood // *The International Journal of Robotics Research* – 2014. – C. 5-7.
25. Bioinspired 3D structures with programmable morphologies and motions / A. Nojoomi, H. Arslan, K. Lee, K. Yum // *Nature Communications* – 2018. – C. 1-8.
26. Hydrogel microrobots actuated by optically generated vapour bubbles / W. Hu, K. S. Ishii, Q. Fan, A. T. Ohta // *Lab on a Chip* – 2012. – C. 13.
27. Multifunctional biohybrid magnetite microrobots for imaging-guided therapy / X. Yan, Q. Zhou, M. Vincent, Y. Deng, J. Yu, J. Xu, T. Xu, T. Tang, L. Bian, Y.-X. J. Wang, K. Kostarelos, L. Zhang // *Science Robotics* – 2017. – C. 2.
28. 3D printed microtransporters: Compound micromachines for spatiotemporally controlled delivery of therapeutic agents / T. Y. Huang, M. S. Sakar, A. Mao, A. J. Petruska, F. Qiu, X. B. Chen, S. Kennedy, D. Mooney, B. J. Nelson // *Advanced Materials* – 2015. – C. 25-26.
29. Magnetite nanostructured porous hollow helical microswimmers for targeted delivery / X. Yan, Q. Zhou, J. Yu, T. Xu, Y. Deng, T. Tang, Q. Feng, L. Bian,

- Y. Zhang, A. Ferreira, L. Zhang // *Advanced Functional Materials* – 2015. – C. 26.
30. Programming magnetic anisotropy in polymeric microactuators / J. Kim, S. E. Chung, S. E. Choi, H. Lee, J. Kim, S. Kwon // *Nature Materials* – 2011. – C. 10.
31. Continuously distributed magnetization profile for millimeter-scale elastomeric undulatory swimming / E. Diller, J. Zhuang, G. Zhan Lum, M. R. Edwards, M. Sitti // *Applied Physics Letters* – 2014. – C. 103.
32. Shape-programmable magnetic soft matter / G. Z. Lum, Z. Ye, X. Dong, H. Marvi, O. Erin, W. Hu, M. Sitti // *Proceedings of the National Academy of Sciences* – 2016. – C. 112-114.
33. Three-dimensional programmable assembly by untethered magnetic robotic micro-grippers / E. Diller, M. Sitti // *Advanced Functional Materials* – 2014. – C. 23.
34. Reliable grasping of threedimensional untethered mobile magnetic microgripper for autonomous pick-and-place / J. Zhang, O. Onaizah, K. Middleton, L. You, E. Diller // *IEEE Robotics and Automation Letters* – 2017. – C. 2-3.
35. Magnetic propulsion of microswimmers with DNA-based flagellar bundles / A. M. Maier, C. Weig, P. Oswald, E. Frey, P. Fischer, T. Liedl // *Nano Letters* – 2016. – C. 17.
36. A magnetic thin film microrobot with two operating modes / W. Jing, X. Chen, S. Lyttle, Z. Fu, Y. Shi, D. J. Cappelleri // *IEEE International Conference on Robotics and Automation* – 2011. – C. 2.
37. Modeling and experimental characterization of an untethered magnetic micro-robot / C. Pawashe, S. Floyd, M. Sitti // *The International Journal of Robotics Research* – 2009. – C. 27.
38. A bioinspired multilegged soft millirobot that functions in both dry and wet conditions / H. Lu, M. Zhang, Y. Yang, Q. Huang, T. Fukuda, Z. Wang, Y. Shen // *Nature Communications* – 2018. – C. 8-9.

39. Eight-degrees-of-freedom remote actuation of small magnetic mechanisms / S. Salmanipour, E. Diller // IEEE International Conference on Robotics and Automation – 2008. – C. 21-24.
40. Microscopic artificial swimmers / R. Dreyfus, J. Baudry, M. L. Roper, M. Fermigier, H. A. Stone, J. Bibette // Nature – 2005. – C. 862.
41. Swimming by reciprocal motion at low Reynolds number / T. Qiu, T. C. Lee, A. G. Mark, K. I. Morozov, R. Münster, O. Mierka, S. Turek, A. M. Leshansky, P. Fischer // Nature Communications – 2014. – C. 6.
42. Reconfigurable magnetic microswarm for thrombolysis under ultrasound imaging / Q. Wang, B. Wang, J. Yu, K. Schweizer, B. J. Nelson, and L. Zhang // IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) – 2020. – C. 12-13.
43. Realtime magnetic navigation of a rotating colloidal microswarm under ultrasound guidance / Q. Wang, L. Yang, J. Yu, P. Chiu, Y.-P. Zheng, and L. Zhang // IEEE Transactions on Biomedical Engineering – 2020. – C. 8.
44. Pattern formation and collective effects in populations of magnetic microswimmers / P. J. Vach, D. Walker, P. Fischer, P. Fratzl, and D. Faivre // Journal of Physics D: Applied Physics – 2017. – C. 2.
45. Simulation and validation of arterial ultrasound imaging and blood flow / P. R. Hoskins // Ultrasound in Medicine & Biology – 2008. – C. 3-4.
46. Magnetic actuated phresponsive hydrogel-based soft micro-robot for targeted drug delivery / H. Li, G. Go, S. Y. Ko, J. O. Park, S. Park // Smart Materials and Structures – 2018. – C. 1.
47. Toward in vivo detection of hydrogen peroxide with ultrasound molecular imaging / E. S. Olson, J. Orozco, Z. Wu, C. D. Malone, B. Yi, W. Gao, M. Eghtedari, J. Wang, and R. F. Mattrey // Biomaterials – 2013. – C. 14.

ДОДАТОК А. Публікації

Система керування магнітним мікророботом для доправлення лікарських засобів всередині організму людини

Лаушкін В. О., Писаренко А. В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Київ, Україна

Анотація. Метою даної роботи є описання принципу роботи та структури системи керування магнітним мікророботом. Основною задачею такої системи є доправлення лікарських засобів у тілі людини без інвазивного втручання. Принцип дії заснований на маніпулюванні за допомогою зовнішнього магнітного поля невеликими за розміром магнітними мікрочастинками, які пов'язані між собою та утворюють корпус робота. Така система забезпечує простіші та безпечніші методи лікування деяких захворювань.

Ключові слова: мікроробот, магнітна взаємодія, доправлення ліків.

ВСТУП

Метою створення системи керування магнітним мікророботом є зменшення кількості випадків необхідності інвазивного втручання до тіла людини. Вирішеною прикладною задачею є процес транспортування, а саме доставка лікарських засобів у необхідне місце в організмі людини. При деяких онкологічних захворюваннях застосовується методика радіотерапії [1], яка являє собою вплив радіоактивними речовинами на злоякісні клітини. При застосуванні розроблюваного пристрою для даного виду терапії можливо опромінювати тканину дуже локально невеликими дозами випромінюванням у важкодоступних місцях та без хірургічного втручання.

КОНЦЕПТУАЛЬНИЙ ОПИС СИСТЕМИ

Зовнішньо основна частина приладу має форму тунелю та нагадує форму апарату МРТ. Людина розміщується всередині апарату, після чого у вену вводиться катетер, який забезпечує інтерфейс для введення та виведення робота у тіло людини. За допомогою комп'ютерної томографії виконується сканування тіла людини. На наступному етапі робот отримує частку лікарського препарату, який поступає через мікрошприц та приймається роботом. Після цього під впливом зовнішнього магнітного поля робот починає рух та потрапляє у тіло людини через катетер. У тілі людини виконується переміщення робота та захопленої ним мікрочастинки ліків по кровоносній системі завдяки магнітному полю. За допомогою систем зворотного зв'язку відстежується положення робота та генерується керуючий вплив, який, впливає на рух робота через згенероване магнітне поле. Досягнувши необхідної ділянки тіла робот зупиняється та деякий час впливає на тканину лікарським препаратом. Після виконання опромінення робот повертається у вихідне положення.

Отже, можна зауважити що, система складається з таких основних елементів: магнітний мікроробот; установка для генерації зовнішнього магнітного поля; засоби відстеження положення; блок управління системою.

Найважливішим елементом є магнітний мікроробот (зображений на рис. 1), який представляє собою магнітну тканину сконфігуровану таким чином, щоб робот мав змогу приймати необхідні форми та виконувати певні дії.



Рис. 1. Зовнішній вигляд магнітного мікроробота

Дана тканина виготовляється з використанням спеціального гідрогелю [2] та дуже малих магнітних часточок (діполей). На початку виробництва гелю знаходиться в рідкому стані, у нього розміщуються магнітні часточки та, за допомогою впливу зовнішнього магнітного поля та лазера, усі частки всередині гелю приймають фіксоване необхідне положення, оскільки гелю переходить у твердий стан під дією тепла. Таким чином утворюється тканина певної форми та певного розміщення магнітних мікрочастинок всередині, яка утворює корпус робота. Для транспортування лікарських препаратів робот повинен мати змогу фіксувати цю частинку, тому мусить мати певну форму.

З рис. 1 видно, що робот має чотири основні частини: основу та три руки-захоплювача. Така конфігурація надає роботу можливість ефективно переміщуватись та переміщувати вантаж, у даному випадку – препарат для опромінення.

Для приведення робота у рух необхідно застосовувати зовнішнє магнітне поле. Воно виникає у електромагітах, які встановлені у тунелі на чотирьох круглих напрямних. Усі напрямні рухомі, обертаються по колу і містять по шість електрокатушок на кожній. Також є інша напрямна, що рухає увесь тунель вздовж столу, де знаходиться людина. Така конструкція надає достатню кількість ступенів свободи для генерування необхідного магнітного поля.

Робот має два типи рухів: рухи руками-захоплювачами та обертання [3]. Рухи руками-захоплювачами застосовуються для фіксування лікувального препарату. Для даної операції застосовується градієнт магнітного поля. Оскільки полюса мікромагнітів всередині корпусу робота направлені під різними кутами до поля згенерованого установкою то усі частки робота рухаються по-різному, тому основа робота залишається нерухомою, а руки згибаються причому під різним кутом у різних місцях. При змінненні градієнту робот або підіймає руки-захоплювачі – відкривається або опускає – закривається. Для переміщення робота застосовується інший тип руху – обертання. У закритому стані корпус робота стає схожим на кулю, у разі знаходження у повітряному просторі він має змогу переміщуватись завдяки перекочувванню. Якщо робот знаходиться у рідинному середовищі він обертається відштовхуючись від рідини, оскільки його форма не є абсолютно правильною. У кожному з випадків обертання робота виконується завдяки зовнішньому обертовому магнітному полю.

Для отримання зворотного зв'язку у системі використовуються два типи сканування: комп'ютерна томографія та ультразвуковий метод (сонограф). Застосування декількох засобів відстеження положення робота обумовлюється обмеженнями системи які накладає взаємодія з тілом людини [4-5]. Комп'ютерна томографія (КТ) має велику роздільну здатність та надає змогу отримати зображення у 3D форматі, тому її необхідно застосовувати для отримання точної моделі необхідної ділянки тіла. Ця модель буде використовуватись як мапа для навігації робота. Під час переміщення також можливо робити додаткові знімки для уточнення окремих місць. Але кількість часу, на протязі якого КТ впливатиме на людину, має бути фіксований, оскільки дана технологія базується на потужному рентгенівському випромінюванні, що є шкідливим у великих дозах.

Сонограф буде застосовуватись для миттєвого відстеження робота у тілі. Завдяки великій частоті оновлення та абсолютній безпеці для людини ультразвуковий метод ідеально підходить для цієї задачі. Усі дані, що надходять з обох джерел оброблюватимуться за допомогою системи розпізнавання образів. Саме вона надаватиме кінцеву інформацію про положення робота, яка надходитиме до системи керування. Ця інформація необхідна для генерування керуючих рухом робота впливів та спостереження реакції тіла на роботу системи.

ОПИС СТРУКТУРИ СИСТЕМИ

Оскільки сам мікроробот є майже елементарною частиною системи з точки зору кількості елементів та їх конструкції, у даному розділі буде описана структура блоків які забезпечують переміщення та відстеження робота. Загальну структуру представлено на рис. 2.

З рис. 2 видно, що в загальному вигляді структура пристрою складається з таких модулів: блок давачів забезпечення переміщення, блок давачів розпізнавання положення, блок перетворення, блок обробки інформації зворотного зв'язку, обчислювальний пристрій, блок узгодження, блок виконавчих пристроїв забезпечення переміщення, блок виконавчих пристроїв забезпечення розпізнавання положення та блок пристроїв вводу / виводу. Кожен з модулів у свою чергу також містить набір елементів або блоків.

Блок давачів забезпечення переміщення містить: блок давачів положення магнітних напрямних, давач поздовжнього переміщення, давач сили магнітного потоку, давач

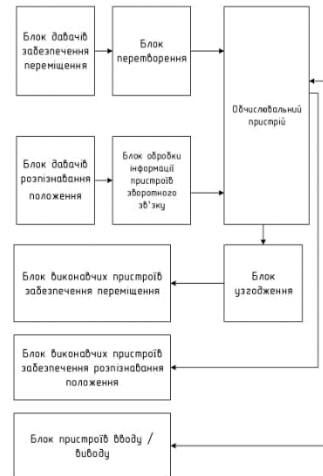


Рис. 1. Зовнішній вигляд магнітного мікроробота

вектору магнітного потоку, давач магнітної проникності, давач ультразвукової проникності. Блок давачів положення магнітних напрямних містить чотири давача обертів. Вони необхідні для отримання інформації про частоту обертів кожного рушійного двигуна для порівняння з необхідною частотою для забезпечення підтримки необхідного магнітного поля. Давачі даного блоку підключені до обчислювального пристрою через блок перетворення. Давач поздовжнього переміщення необхідний для отримання інформації про частоту обертів кожного рушійного двигуна для порівняння з необхідною частотою для забезпечення підтримки бажаного положення пацієнта у магнітному тунелі. Давач сили магнітного потоку необхідний для забезпечення обчислювального пристрою інформацією про силу магнітного потоку, який застосовується до робота. Давач вектора магнітного потоку використовується для отримання інформації про вектор магнітного потоку, який застосовується до робота. Давач магнітної проникності застосовується для отримання інформації щодо миттєвої магнітної проникності тіла людини, яка необхідна для керування магнітним роботом. Давач ультразвукової проникності застосовується для отримання інформації щодо миттєвої ультразвукової проникності тіла людини, яка необхідна для керування магнітним роботом.

Блок давачів розпізнавання положення містить у собі чутливі елементи, які необхідні для отримання інформації про моментальне положення робота та складається з газових та твердотілих детекторів. Ці детектори є частинами апарату комп'ютерної томографії.

Блок виконавчих пристроїв забезпечення переміщення складається з наступних елементів: блок двигунів магнітних напрямних, двигун поздовжнього переміщення, котушки генерації магнітного поля, трансформатор, блок керування частотою змінного струму. Блок двигунів магнітних напрямних містить чотири двигуни. Вони необхідні для приведення в рух магнітних напрямних для налаштування необхідного магнітного поля. Двигун поздовжнього переміщення необхідний для переміщення магнітного тунелю над пацієнтом, для налаштування необхідного магнітного поля. Котушки генерації магнітного поля необхідні для генерування магнітного поля відповідної потужності для

впливу на робота. Трансформатор необхідний для налаштування необхідної потужності для коректної роботи котушок генерації магнітного поля та підбору потужності магнітного поля. Блок керування частотою змінного струму необхідний для налаштування змінного струму для коректної роботи котушок генерації магнітного поля та підбору частоти оберту магнітного поля.

Блок виконавчих пристроїв забезпечення розпізнавання положення містить: електронно-променеву трубку (елемент КТ), генератор (елемент КТ), випромінювач-детектор (елемент сонографа). Електронно-променева трубка та генератор КТ необхідні для створення та випромінювання електронів для дослідження тіла людини та побудови моделі. Випромінювач-детектор використовується для генерування та поглинання ультразвукових хвиль для локалізації робота у тілі людини.

Блок пристроїв вводу/виводу містить запам'ятовуючий пристрій. Він забезпечує збереження інформації про дослідження, яка надходить з усіх відповідних джерел. Якщо ділянка тіла, яку необхідно дослідити невелика, то інформація може зберігатися у повному обсязі до самого кінця дослідження у блоках обробки інформації. Якщо ділянка велика – частина інформації може бути передана у центр постобробки та видалена. Зчитування інформації з даного пристрою може виконуватися за допомогою швидкісного інтерфейсу передачі даних.

Блок обробки інформації пристроїв зворотного зв'язку складається з блоку обробки інформації КТ та блоку обробки інформації сонографу. Блок обробки інформації КТ та блок обробки інформації сонографу забезпечують постобробку інформації, яка отримана з цих двох пристроїв. На її основі можна віднайти не тільки модель тіла, але й отримати миттєву інформацію про будь-які зміни. За допомогою технології машинного розпізнавання образів можливо побудувати повну мапу по якій має рухатись мікроробот та відстежувати його переміщення у режимі реального часу, що дозволить ефективно керувати роботом. Також, з плином часу, інформація може оновлюватись, оскільки можливі неточності при первинній побудові моделі та мінімальна зміна положення людини. Дані блоки мають брати на себе частину обчислювального навантаження з обчислювального пристрою, оскільки операції обробки зображень вимагають досить великої обчислювальної потужності. Основним елементом системи є обчислювальний пристрій який збирає інформацію та генерує керуючі сигнали для

виконавчих пристроїв. В умовах розроблюваної системи вимоги до обчислюваного пристрою досить високі, оскільки обсяг та формат вхідних даних потребує великої обчислювальної спроможності. При обробці зображень для розпізнавання образів необхідний швидкий та надійний пристрій, який матиме змогу отримувати, корегувати та надавати інформацію щодо положення магнітів та сили їх магнітного поля, аби керувати мікророботом в реальному часі. Обчислювальний пристрій пов'язаний з датчиками та виконавчими пристроями через блоки перетворення та узгодження аби приймати та передавати лише цифровий сигнал.

ВИСНОВКИ

В роботі розглянута концепція побудови та функціонування системи керування магнітним мікророботом для направлення лікарських засобів всередині організму людини. Розглянуті основні складові системи, їх особливості та призначення. Серед перспектив подальшого розвитку теми є побудова математичної моделі системи керування рухом мікроробота за визначеної траєкторією.

ЛІТЕРАТУРА

1. Applications of micromechatronics in minimally invasive surgery / F. Tendick, S. Sastry, R. Fearing, M. Cohn. // IEEE/ASME Trans. Mechatron. – 1998. – С. 34–42.
2. Microrobots for Minimally Invasive Medicine / B. Nelson, I. Kaliakatsos, J. Abbott. // Annual Review of Biomedical Engineering. – 2010. – С. 79.
3. Millimeter-scale flexible robots with programmable three-dimensional magnetization and motions / T. Xu, J. Zhang, M. Salehizadeh, O. Onaizah, E. Diller. // Robotic Science. – 2019. – С. 5-7.
4. A Tumbling Magnetic Microrobot System for Biomedical Applications / E. Niedert, C. Bi, G. Adam, E. Lambert, L. Solorio, C. Goergen, D. Cappelleri. // Micromachines. – 2020. – С. 6.
5. Control of Magnetically-Driven Screws in a Viscoelastic Medium / Z. Zhang, A. Klingner, S. Misra, S. Khalil. // Micromachines. – 2020. – С. 17.

Magnetic micro robot control system for drug delivery inside the human body

Laushkin V. O, Pysarenko A. V.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky

Kyiv Polytechnic Institute»

Kyiv, Ukraine

Abstract. The purpose of this article is to describe the principle of operation and structure of the control system of the magnetic microrobot. The main task of the system is to deliver drugs inside human body without invasive intervention. The principle of operation is based on the manipulation small magnetic microparticles by external magnetic field, this particles are interconnected and form the body of the robot. This system provides simpler and safer treatments for some diseases.

Keywords: *microbots, magnetic interaction, drug delivery.*

**НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ПРОБЛЕМ МОДЕЛЮВАННЯ В
ЕНЕРГЕТИЦІ ІМ. Г.Є. ПУХОВА**



**XXXIX
НАУКОВО-ТЕХНІЧНА КОНФЕРЕНЦІЯ
МОЛОДИХ ВЧЕНИХ ТА СПЕЦІАЛІСТІВ
ІНСТИТУТУ ПРОБЛЕМ МОДЕЛЮВАННЯ В
ЕНЕРГЕТИЦІ ІМ. Г.Є. ПУХОВА НАН УКРАЇНИ**



Збірник тез конференції
12 травня 2021 р.

Київ – 2021

УДК 621.3 + 004 + 519.6 : 620.9

Рекомендовано до друку Вченою радою
Інституту проблем моделювання в енергетиці
ім. Г.Є. Пухова НАН України
(протокол №7 від 27 травня 2021 р.)

Організаційний комітет:
В.В. Мохор, В.О. Артемчук, С.Ф. Гончар, А.В. Яцишин та ін.

Програмний комітет:
В.В. Мохор, В.О. Артемчук, С.Ф. Гончар, О.О. Попов та ін.

Відповідальні за випуск:
В.О. Артемчук, С.Ф. Гончар

Зб. тез XXXIX науково-технічної конференції молодих вчених та спеціалістів Інституту проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України, м. Київ, 12 травня 2021 р. / ІПМЕ ім. Г.Є. Пухова НАН України. – 2021. – 147 с.

© Автори публікацій, 2021

© Інститут проблем моделювання в енергетиці ім. Г.Є. Пухова НАН України, 2021

В.Ю. Шулик

ЗАСТОСУВАННЯ ПАКЕТНОЇ ОБРОБКИ ДАНИХ НА ПРИКЛАДІ СМАРТ
ФАБРИКИ 87

С.В. Грецьких

МОДЕЛЮВАННЯ РОЗПОДІЛУ ОДНОРІДНОГО СТАТИЧНОГО МАГНІТНОГО
ПОЛЯ В ОКОЛИЦІ СТАЛЕВОЇ КОЛОНИ ЦИЛІНДРИЧНОГО І ПРЯМОКУТНОГО
ПЕРЕТИНУ 90

Є.В. Парус, І.В. Блінов

МОДЕЛІ РЕЗЕРВУВАННЯ ПОСЛУГ РЕГУЛЮВАННЯ РЕЖИМІВ ОЕС УКРАЇНИ У
ФУНКЦІЯХ ЦІНОУТВОРЕННЯ РИНКУ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ 91

О.О. Огір

СИНТЕЗ АМПЛІТУДНО-ФАЗОВОЇ АКУСТИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ 96

А.О. Запорожець

СТАТИСТИЧНИЙ АНАЛІЗ ВПЛИВУ ЕНЕРГЕТИЧНОГО СЕКТОРУ УКРАЇНИ НА
ЗАБРУДНЕННЯ АТМОСФЕРНОГО ПОВІТРЯ 98

В.В. Сичова, П.В. Шиманюк

ЗАСТОСУВАННЯ ДЕКОМПОЗИЦІЇ ГРАФІКІВ СУМАРНОГО ЕЛЕКТРИЧНОГО
НАВАПТАЖЕННЯ ДЛЯ ЗАДАЧ ЇХ КОРОТКОСТРОКОВОГО ПРОГНОЗУВАННЯ ... 101

Ю.О. Фуртат

ОСОБЛИВОСТІ МОДЕЛЮВАННЯ ФІЗИЧНИХ ПОЛІВ, ЩО ОПИСУЮТЬСЯ
РІВНЯННЯМИ ПАРАБОЛІЧНОГО ТИПУ 104

А.В. Полухін

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ВИЗНАЧЕННЯ ЦІНОВОЇ ПОЗИЦІЇ
СУБ'ЄКТІВ РИНКУ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ЕНЕРГІЇ НА РИНКУ «НА ДОБУ НАПЕРЕД» 106

В.В. Новодворський, А.М. Ковба, М.П. Швед, Д.М. Швед

КЕРОВАНІЙ ПРОЦЕС ЕКСТРУЗІЇ ПОЛІМЕРІВ 108

О.О. Бакалинський, Д.В. Пахольченко, Т.М. Сапожнік

НОРМАТИВНИЙ АСПЕКТ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КІБЕРЗАХИСТУ 111

Д.В. Савельєв

УПРАВЛІННЯ РИЗИКАМИ ТА ЇХ ОЦІНКА У ПРОЕКТАХ РОЗРОБКИ
ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ 113

І.П. Криворучко

ВУЗОЛ ОБЕРТАННЯ ІСКРОУТВОРЮВАЛЬНОГО МЕХАНІЗМУ УСТАНОВКИ
“ІСКРА” З ЦИФРОВИМ УПРАВЛІННЯМ 116

С.В. Дубровський

МОДЕЛІ ТА КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ
ПРОЦЕСІВ ФУНКЦІОНУВАННЯ ВЕРСТАТІВ З ЧПК 117

В.О. Лаушкін, А.В. Писаренко

СИСТЕМА КЕРУВАННЯ МАГНІТНИМ МІКРОРОБОТОМ ДЛЯ ДОПРАВЛЕННЯ
ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ ВСЕРЕДИНИ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ 118

В.О. Лаушкін, А.В. Писаренко

СИСТЕМА КЕРУВАННЯ МАГНІТНИМ МІКРОРОБОТОМ ДЛЯ ДОПРАВЛЕННЯ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ ВСЕРЕДИНІ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

Вступ. Магнітні мікророботи є перспективним напрямком у розвитку медицини. Їх невеликий розмір і достатньо висока мобільність дозволяє потрапляти до найбільш важкодоступних частин людського організму. Інтерес до такого підходу призвів до значного прогресу у цій галузі та забезпечив велику кількість робототехнічних конструкцій, що поєднують різноманітні види рухів, матеріали та технології виготовлення, які засновані на вимогах для конкретної прикладної задачі. Приведення робота у рух за допомогою магнітного поля має багато переваг порівняно з електричними, акустичними та тепловими підходами, завдяки простоті використання, малому часу відгуку та безпечному проникненню у біологічне середовище [2]. Але керування такими пристроями вимагає особливого підходу, оскільки, як вже зазначалося, такі роботи невеликі за розмірами та мають іншу природу ніж більш звичні механічні пристрої. Фізика поведінки та динаміка загальноновживаних механізмів не може бути цілком застосована для мікромасштабу. Тому необхідно розробляти нові підходи для точної взаємодії системи всередині організму.

Опис математичної моделі системи керування магнітним мікророботом

Для опису моделі системи керування магнітним мікророботом необхідно сформулювати з яких елементів складається система та як вони взаємодіють між собою. У більш абстрактному розумінні система складається з двох основних елементів: магнітного робота та магнітного тунелю. Робот знаходиться всередині тіла людини та за допомогою зовнішнього магнітного поля, створеного магнітним тунелем переміщується та деформується для того щоб доставити лікарські перепрати до певного органу людини. Магнітний тунель складається з певної кількості рухомих електромагнітів, які мають змогу рухатись трьома ступенями свободи. Така конструкція дозволяє отримати усі конфігурації магнітного поля, необхідні для переміщення робота [1-3]. Загально, сам мікроробот являє собою матерію, що складається з магнітних мікрочастинок. Полюси цих частинок направлені у просторі таким чином, щоб при потраплянні робота під дію зовнішнього магнітного поля робот деформувався певним чином. Форму робота та направлення магнітних часточок зображено на рис. 1.

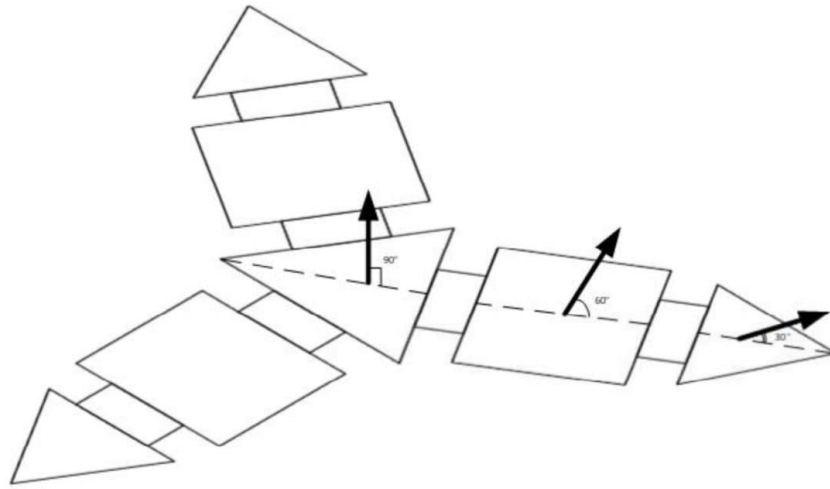


Рис. 1. Зовнішній вигляд магнітного мікроробота

Як можна побачити, мікрочастинки в базисній частині корпусу робота напрямлені під кутом у 90° до нормалі, у середній частині під кутом у 60° та у кінцевих частинах – у 30° . Також кожна частина має різну кількість магнітних часточок. Базисна частина містить близько однієї тисячі, кожна з середніх частин по три тисячі і кожна кінцева – по дві тисячі часток. Така конфігурація матерії дозволяє належним чином деформувати та переміщувати робота.

Описавши загальну структуру системи та маючи конкретну прикладну задачу, потрібно більш детально описати що саме та яким чином має виконувати система для взаємодії з роботом. У рамках задачі транспортування медичних препаратів робот мусить виконувати дві базові дії [4]. Перша дія – переміщення (перекочування) самого мікроробота в біологічному середовищі. Для цієї базової дії необхідно застосувати до робота обертове магнітне поле, яке, взаємодіючи з магнітним полем робота буде створювати момент, перекочуючи його, оскільки у закритому стані він матиме форму близьку до сферичної. Другою базовою дією є закривання та розкривання корпусу робота, що дозволяє захоплювати лікарський препарат для подальшого переміщення. Під закриванням та розкриванням розуміється, що мікроробот буде змінювати кут нахилу його середніх та кінцевих частин (сукупність цих частин називається руками робота) відносно базисної. Для того щоб коректно керувати таким рухом необхідно виявити залежність характеристик зовнішнього магнітного поля та відповідної деформації корпусу робота. Отже, для виведення необхідної залежності знайдемо потік магнітного поля, який має виникати у підсистемі магнітного тунелю. Магнітний потік визначається співвідношенням

120

$$\Phi = B_{ext} S_{ext}, \quad (1)$$

де: B_{ext} – магнітна індукція котушки зовнішнього магнітного поля, S_{ext} – площа зовнішнього магнітного поля.

Для того щоб знайти магнітний потік необхідно обчислити магнітну індукцію зовнішнього поля. Для цього проаналізуємо які сили прикладені до робота під час його деформації. Перш за все прикладена сила взаємодії магнітних часточок у корпусі робота та зовнішнього магніта. Також прикладена сила опору. Оскільки робот знаходиться у рідинному середовищі такий вид опору буде більшим ніж у повітряному, але він все одно залишається не дуже великим через те що площа поверхні корпусу робота відносно невелика. Також прикладена сила тяжіння, але вона також є доволі незначною зважаючи на те, що маса робота незначна. Таким чином взаємодію усіх сил можна описати наступним виразом

$$F = \frac{B_{ext} B_t S}{2\mu} - \frac{\rho S v^2}{2} - mg, \quad (2)$$

де: B_{ext} – магнітна індукція котушки зовнішнього магнітного поля, B_t – загальна магнітна індукція робота, S – площа поверхні робота, μ – магнітна проникність тіла людини, ρ – густина крові, v – середня швидкість переміщення робота, m – маса робота, g – постійна гравітаційна стала.

З формули (2) магнітна індукція зовнішнього магнітного поля визначається як

$$B_{ext} = \frac{\left(\frac{\rho S v^2}{2} + mg + ma \right) 2\mu}{S B_t}. \quad (3)$$

Для знаходження магнітної індукції зовнішнього поля необхідно знайти магнітну індукцію поля корпусу робота. Її можна обчислити як сумарну магнітну індукцію усіх часточок у корпусі робота:

$$B_t = \sum_i^{x_n} \sum_j^{y_n} \sum_k^{z_n} B_{ijk}. \quad (4)$$

Але такий вираз не є вірним у повній мірі, оскільки тут не враховується декілька факторів. Перш за все, як вже було зазначено, усі часточки, в залежності від положення у корпусі робота, направлені під різними кутами до нормалі. Наступним фактором є те, що концентрація часточок у різних частинах корпусу робота відрізняється. Також необхідно врахувати, що часточки, які знаходяться у базисній його частині не впливають на даний вид

121

руху. З урахуванням наведених міркувань загальна магнітна індукція усіх часточок у корпусі робота визначається співвідношенням

$$B_t = 0,6N_t B_1 \cos 60^\circ + 0,4N_t B_1 \cos 30^\circ. \quad (5)$$

Цей вираз враховує усі вищеперераховані фактори. У ньому 0,6 та 0,4 відображають відсоткове відношення частинок у різних частинах робота, окрім базисного модуля. Ця сукупність позначена N_t . З виразу (5) видно, що невідомою залишається змінна B_1 . Вона позначає магнітну індукцію однієї часточки у корпусі робота та описується наступним виразом.

$$B_1 = \frac{\mu}{4\pi r^3} \left(\frac{3R^2 M}{r^2} - M \right), \quad (6)$$

де: μ – магнітна проникність тіла людини, r – радіус однієї магнітної частинки, R – відстань від магнітного мікроробота до зовнішнього магнітного поля, M – магнітний момент однієї магнітної мікрочастинки.

У цій формулі виражено розподіл магнітної індукції поверхнею частинки через магнітний момент. Магнітний момент частинки відомий, оскільки надається виробником. Отже, маючи усі необхідні вирази, є можливість вивести кінцеву формулу для знаходження магнітного потоку зовнішнього магнітного поля.

$$\Phi = \frac{\rho S v^2 + 2mg + 2ma}{S_{ext} N_t \times (0,6 \cos 60^\circ + 0,4 \cos 30^\circ) \times \frac{1}{4\pi r^3} \left(\frac{3R^2 M}{r^2} - M \right)}. \quad (7)$$

Підставивши, усі відомі змінні маємо змогу розрахувати значення магнітного потоку для підйому рук робота. Маємо наступні значення: густина крові $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$; площа поверхні робота $S = 2,5 \times 10^{-6} \text{ м}^2$; швидкість руху руки робота $v = 10^{-3} \text{ м/с}$; маса робота $m = 2 \times 10^{-3} \text{ кг}$; постійна гравітаційна стала $g = 9,8 \text{ м/с}^2$; прискорення руки робота при підйомі $a = 10^{-3} \text{ м/с}^2$; площа котушки зовнішнього електромагніту $S_{ext} = 0,2 \text{ м}^2$; загальна кількість магнітних часточок, які задіяні при підйомі руки робота $N_t = 15000$; $\pi = 3,14$; радіус однієї магнітної частинки $r = 2 \times 10^{-6} \text{ м}$; відстань від магнітного мікроробота до зовнішнього магнітного поля $R = 0,3 \text{ м}$; магнітний момент однієї магнітної

мікрочастинки $M = 2,1 \times 10^{-26} \text{ Ам}^2$. Отримане значення магнітного потоку зовнішнього магнітного поля становить $\Phi = 0,01 \text{ Вб}$. Таке значення необхідне для максимального підйому рук робота догори. У разі, якщо необхідно деформувати робота таким чином, щоб руки були відкриті не повністю, а на менший кут необхідно пропорційно зменшити значення магнітного потоку. Для більш точних відношень між кутом відхилення рук від базисної частини до зовнішнього магнітного потоку згенерованого магнітного поля необхідно провести експериментальне дослідження.

Моделювання роботи системи у пакеті MATLAB

Після формулювання фізичних законів за якими будуть взаємодіяти елементи системи необхідно виконати моделювання поведінки системи у віртуальному середовищі. Модель була побудована у пакеті MATLAB/Simscare. Перш за все необхідно зауважити, що даний пакет має певні обмеження. Вони пов'язані з тим, що основною задачею цього пакету є моделювання руху механічних приладів. Оскільки розроблюваний мікроробот виконує механічні рухи під впливом магнітної взаємодії, а не завдяки електродвигунам, пневматичним або гідравлічним приладам, які характерні для механічних систем, модель використовує весь наявний функціонал тулбоксу Simscare. Як зазначалося, розглянутий підхід лише нещодавно став активно досліджуватись, тому наразі немає спеціалізованих засобів моделювання які б надавали більше можливостей для моделювання подібних процесів.

Модель системи складається з двох частин: магнітного робота та магнітного тунелю та представлена на рис. 2.

Моделювання роботи системи у пакеті MATLAB

Після формулювання фізичних законів за якими будуть взаємодіяти елементи системи необхідно виконати моделювання поведінки системи у віртуальному середовищі. Модель була побудована у пакеті MATLAB/Simscare. Перш за все необхідно зауважити, що даний пакет має певні обмеження. Вони пов'язані з тим, що основною задачею цього пакету є моделювання руху механічних приладів. Оскільки розроблюваний мікроробот виконує механічні рухи під впливом магнітної взаємодії, а не завдяки електродвигунам, пневматичним або гідравлічним приладам, які характерні для механічних систем, модель використовує весь наявний функціонал тулбоксу Simscare. Як зазначалося, розглянутий підхід лише нещодавно став активно досліджуватись, тому наразі немає спеціалізованих засобів моделювання які б надавали більше можливостей для моделювання подібних процесів.

Модель системи складається з двох частин: магнітного робота та магнітного тунелю та представлена на рис. 2.

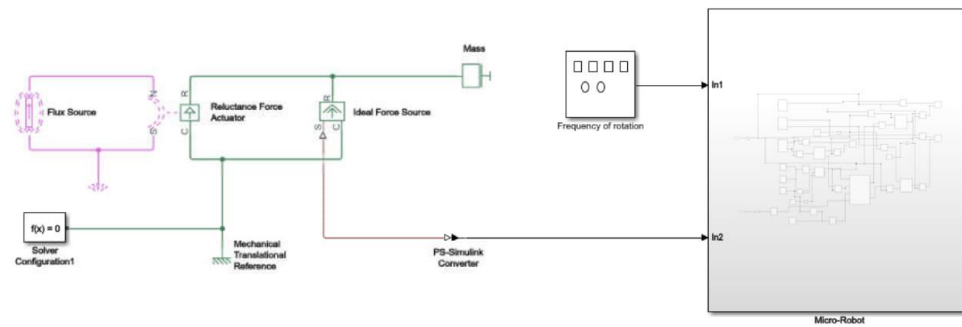


Рис. 2. Модель системи керування магнітним мікророботом

Для більшої абстракції магнітний тунель у моделі представляє собою електромагніт, який змінює магнітний потік та своє положення у просторі. На рис. 1 видно ці два базові параметри, які приходять до підсистеми Micro-Robot, яка безпосередньо моделює рух робота. Підсистема моделювання руху робота зображена на рис. 3.

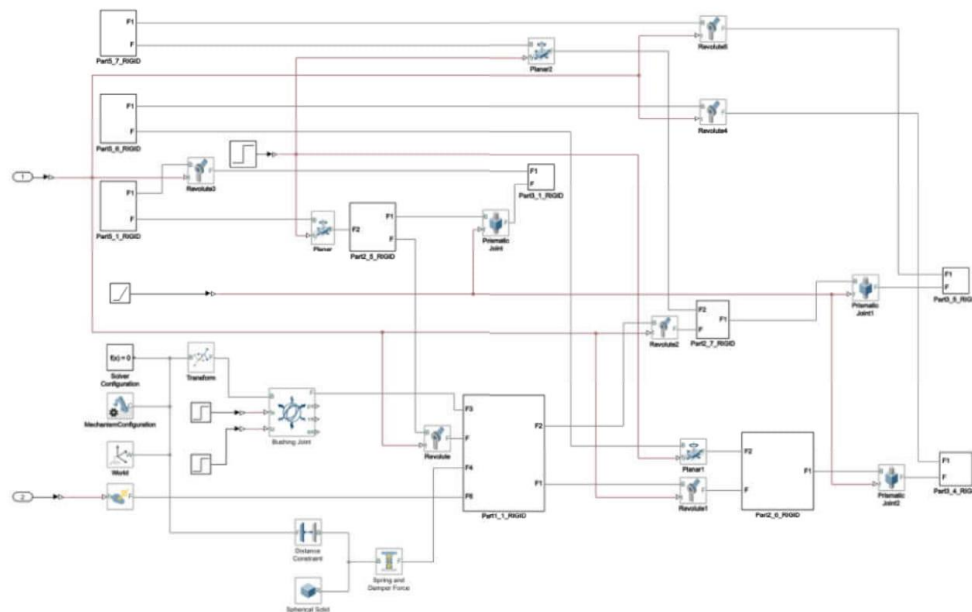


Рис. 3. Підсистема моделювання руху робота

Оскільки даний пакет призначено для моделювання механічних систем, тому розроблювана магнітна система представлена у вигляді механічних елементів, але керується за описаними вище фізичними законами.

Модель робота складається з тих самих семи частин, які були описані при побудові математичної моделі. Між собою ці частини пов'язані завдяки елементам, що називаються ступенями свободи. Дані елементи забезпечують необхідний рух усіх частин робота відносно одна одної та зовнішнього простору. Закони, за якими цей рух виконується залежать від того як налаштовані дані елементи та які сигнали вони отримують на вхід. Вхідні сигнали у свою чергу генеруються моделлю зовнішнього магнітного поля за формулами математичної моделі. Результат моделювання руху робота під дією зовнішнього магнітного поля у режимі реального часу зображено на рис. 4.

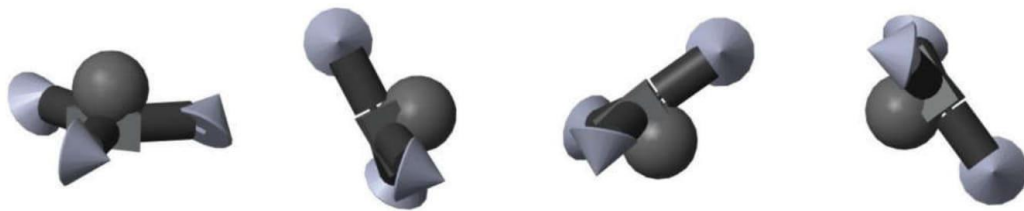


Рис. 4. Моделювання руху робота під дією зовнішнього магнітного поля

На рис.4 зображено переміщення робота із захопленою лікарською частинкою. На початку моделювання частинка поміщується до базисного модулю робота після чого руки робота закриваються та починається обертотий рух. У моделі через обмеження пакету Simscape руки візуально залишаються відкриті, лише кінцеві частинки вказують їх напрямки, але фактично при обчисленні траєкторії все працює згідно математичної моделі.

На рис. 5 та 6 відповідно зображено графіки залежності частоти обертів та пройденого шляху від часу.

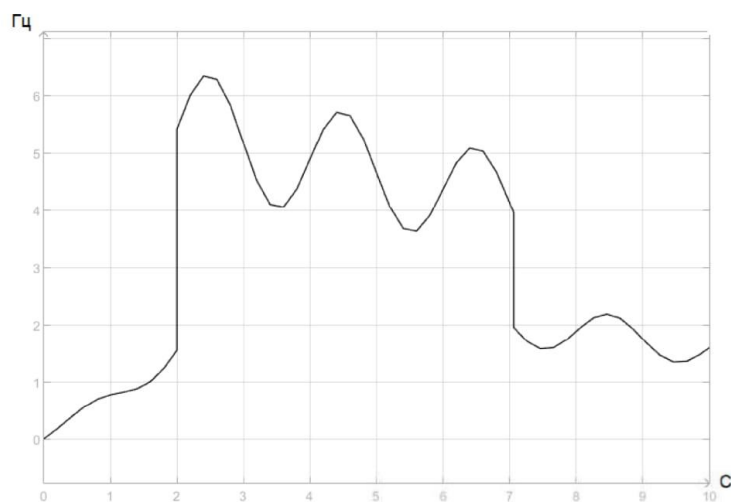


Рис. 5. Графік частоти обертів мікроробота під час переміщення

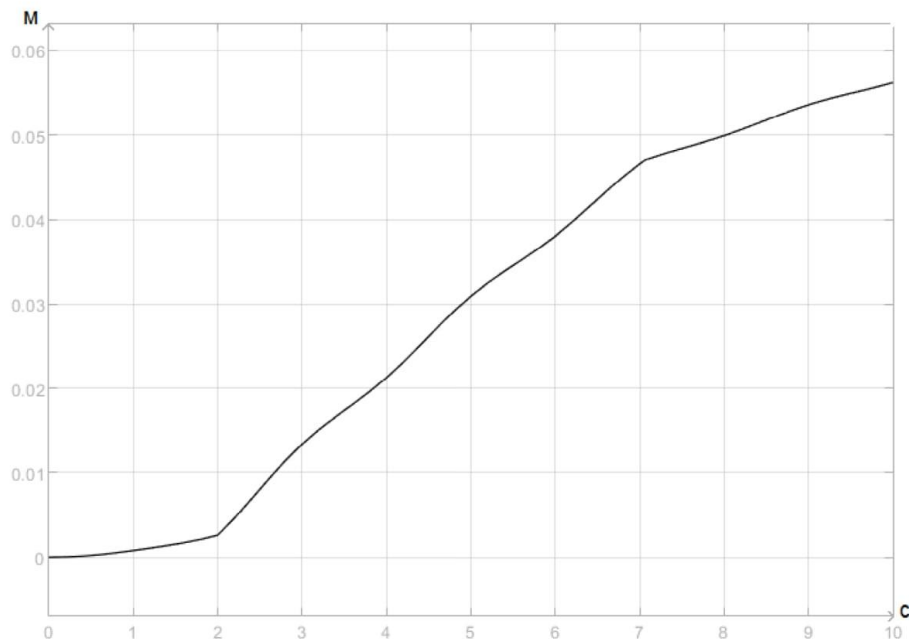


Рис. 6. Графік пройденого шляху мікроробота

Висновки. В роботі було розроблено математичну модель взаємодії системи керування магнітним мікророботом та побудовано модель руху робота всередині організму людини. Дані моделі були розроблені для вирішення прикладної медичної задачі – доправлення медичних препаратів до необхідного місця в організмі людини. Моделювання у пакеті MATLAB показало достовірність математичної моделі та надало змогу отримати більше інформації про роботу системи.

- [1] Anatomy of the cerebral ventricular system for endoscopic neurosurgery: a magnetic resonance study / F. Duffner, H. Schiffbauer, D. Glemser, M. Skalej, D. Freudenstein. // *Acta Neurochir.* – 2005. – С. 68.
- [2] Control of Magnetically-Driven Screws in a Viscoelastic Medium / Z. Zhang, A. Klingner, S. Misra, S. Khalil. // *Micromachines.* – 2020. – С. 15.
- [3] Dynamics modeling and analysis of a swimming microrobot for controlled drug delivery / H. Li, J. Tan, M. Zhang, S. Khalil. // *IEEE Trans. Autom. Sci. Eng.* – 2009. – С. 9.
- [4] Hyperthermia in Cancer Treatment / G. Baronzio, E. Hager // New York: Springer. – 2006. – С. 19.

ДОДАТОК Б. Структурна схема

